

Aus der HALS- NASEN- OHREN-KLINIK und POLIKLINIK
im KLINIKUM der FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN
Direktor: Professor Dr. med. Hans Heinz NAUMANN

Das Strömungsprofil der Respirationsluft bei verschiedenen Formen der menschlichen Nase

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Wolfgang Schmidt
aus Berlin

1969

Druck:

ERNST-REUTER-GESELLSCHAFT
der Förderer und Freunde der Freien Universität Berlin e. V.

DISSERTATIONS-DRUCKSTELLE

1 Berlin 33, Garystr. 45

Aus der HALS- NASEN- OHREN-KLINIK und POLIKLINIK
im KLINIKUM der FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN
Direktor: Professor Dr. med. Hans Heinz NAUMANN

Das Strömungsprofil der Respirationsluft bei verschiedenen Formen der menschlichen Nase

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Wolfgang Schmidt

aus Berlin

Dekan: Professor Dr.med. Hans Heinz Naumann

Referent: Professor Dr.med. Hans Heinz Naumann

Korreferent: Professor Dr.med. Werner Schwab



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am 12. Juni 1969

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Einleitung	5
1. Überblick über die bisher durchgeführten Versuche	5
2. Kritik der bisherigen Untersuchungen	9
3. Stand des Problems	13
4. Eigene Versuchsanordnung:	14
4.1. die Hitzdrahtanemometrie	14
4.2. die untersuchten Nasenmodelle	16
4.3. Durchführung der Messungen	17
5. Ergebnisse der Versuche und ihre Diskussion:	18
5.1. die Gleichströmung:	18
5.1.1. Erläuterungen zu den Abbildungen	18
5.1.2. der Verlauf der Gleichströmung in:	
5.1.2.1. Meßebene a	19
5.1.2.2. Meßebene b	21
5.1.2.3. Meßebene c	25
5.2. die Wechselströmung:	26
5.2.1. Erläuterungen zu den Abbildungen	26
5.2.2. der Verlauf der Wechselströmung in:	
5.2.2.1. Meßebene a	27
5.2.2.2. Meßebene b	28
5.2.2.3. Meßebene c	29
6. Zusammenfassung der Versuchsergebnisse	30

Abbildungen:

Die untersuchten Nasenmodelle in der Aufsicht 32

Die Strömungsquerschnitte 36

Die Profile der Gleich- und Wechselströmung 40

Die Maximalwerte der Strömungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Volumenstrom:

für die Gleichströmung 81

für die Wechselströmung 84

Literaturverzeichnis 86

Einleitung

Abgesehen von der Funktion als Sinnesorgan spielt die Nase bei der Atmung des Menschen eine wichtige Rolle. Durch mechanische Filterung, durch Anfeuchtung und Erwärmung wird die Einatemungsluft sehr zweckmäßig aufbereitet.

Alle Funktionen der Nase sind abhängig vom Verlauf und der Art der Luftströmung innerhalb der Nasenhöhle.

Die alleinige Betrachtung der inneren Formgebung der Nase erlaubt es nur Spekulationen über die Strömungsverhältnisse anzustellen. Der direkten Strömungsbeobachtung innerhalb der funktionstüchtigen Nase sind enge Grenzen gesetzt. Durch mehr oder weniger vollkommene Modellversuche besteht die Möglichkeit, weitere Erkenntnisse über den Strömungsverlauf innerhalb der menschlichen Nase zu sammeln.

Nicht interessieren in diesem Zusammenhang Versuche, die sich mit Differenzdruckmessungen in der Nase befassen und schließlich zur Entwicklung der schon weithin zur klinischen Routine gewordenen Rhinomanometrie führten, da es bei diesen Messungen lediglich um die Erfassung der Nasendurchgängigkeit geht. Der genaue Verlauf und die Art der Luftströmung bleibt hierbei unberücksichtigt.

1. Überblick über die bisher durchgeführten Versuche

Allein auf Grund anatomischer Studien nahm H. MEYER (12) an, daß sich der Luftstrom innerhalb der menschlichen Nase in der Hauptsache in Höhe der mittleren Muschel bewegt, wobei als erste Leitschiene der Agger nasi wirkt. Nur ein kleiner Nebenstrom zieht zur Regio olfactoria. Nach FICK (5) bewirkt der Agger nasi geradezu eine Teilung des Luftstromes mit Richtung Regio olfactoria bzw. Pharynx. Nach BIDDER (2) kommt die genannte Strömungsteilung am vorderen Ende der mittleren Muschel zustande.

Neben den mehr spekulativen Bemühungen, die Wege der Atmungsluft innerhalb der menschlichen Nase zu klären, hat es im Laufe der letzten 90 Jahre

nicht an Experimenten gefehlt, die Luftströmung in der Nase dem Auge direkt sichtbar zu machen und aus dem Gesehenen Gesetzmäßigkeiten abzuleiten.

Bereits 1882 nahm PAULSEN (14) Durchströmungsversuche an der menschlichen Nase vor. Der Autor bediente sich median durchsägter Leichenschädel, brachte an verschiedenen Stellen des Naseninnenraums Lakmuspapier an und durchströmte dann mit Ammoniakdämpfen. Aus der verschiedenen starken bzw. ganz ausgebliebenen Verfärbung des Lakmuspapieres schloß der Autor, daß sich der Hauptstrom der Ein- und Ausatemluft bogenförmig in Höhe der mittleren Muschel bewegt.

KAYSER (9) arbeitete an Gipsmodellen mit in den Luftstrom eingestreutem Magnesiumoxid. Aus der stärksten Pulverauflagerung schloß der Autor dann, daß durch die eigentlichen Nasengänge wenig Luft strömt und daß sich der Hauptstrom septumnahe im Bereich der mittleren und unteren Muschel bewegt.

Ebenfalls an median zersägten Leichenschädeln arbeitete FRANKE (8), der bei seinen Versuchen das Septum durch eine Glasscheibe ersetzte und erstmals zur Darstellung des Luftstromes Tabakrauch benutzte. In Höhe der beiden oberen Muscheln und im mittleren Nasengang fand sich der Hauptteil der Strömung. Im Bereich der unteren Muschel und des unteren Nasenganges war keine Strömung nachweisbar.

Mit den von PAULSEN und FRANKE verwendeten Methoden arbeitete auch RETHI (17), der bei den Untersuchungen am Leichenschädel mit Hilfe von Wachsmodellierungen u. a. eine Muschelhypertrophie nachahmte. Der Autor fand ebenfalls den von PAULSEN beschriebenen bogenförmigen Verlauf der Hauptströmung. Auch bei erheblicher Muschelhypertrophie ließ sich im Vergleich zur normalen Nase keine grundsätzliche Veränderung der Strömungsverhältnisse nachweisen. Bei der "Stumpfnase" (= Stupsnase) wies der Autor eine Abflachung des bogenförmigen Strömungsverlaufs nach. Bei erheblicher

Hypertrophie nur der mittleren Muschel beschreibt der Autor lediglich ein Ausweichen der Strömung in Richtung des Nasendaches. Bei erheblicher Hypertrophie der unteren Muschel war keine Änderung der Strömungsverhältnisse gegenüber der normalen Nase zu erkennen.

Auch BURCHARDT (3) experimentierte an median durchsäigten Leichenschädeln, wobei er die postmortal zusammengefallenen Weichteile mit Gips nachmodellerte, um so wieder eine den natürlichen Verhältnissen mehr entsprechende Form zu erhalten. Darüber hinaus imitierte der Autor noch durch zusätzliche Gipsmodellierungen verschiedene Formen und Größen der Nasenmuscheln. Im Gegensatz zu allen bisher genannten Autoren kam BURCHARDT bei seinen Versuchen zu der Auffassung, daß sich bei der normalen menschlichen Nase der Luftstrom "entsprechend dem ihm zu Gebote stehenden Raum gleichmäßig" verteilt. Weiter stellte der Autor fest, daß die Form der menschlichen Nase und die Stellung des Nasenloches ohne wesentlichen Einfluß auf den Strömungsverlauf innerhalb der Nase ist. Eine starke Muschelhypertrophie bewirkte eine Strömungsverlagerung aus dem jetzt verengten Meatus communis in die Tiefe der Nasengänge hinein.

BURCHARDT hatte sich neben seinen bereits genannten Versuchen außerdem einer Methodik bedient, die er allerdings selbst wieder als unergiebig verwarf: Er befestigte im Naseninnenraum pendelartig Fädchen, die dann in der Strömung mehr oder weniger stark flottierten und so einen Hinweis auf den Strömungsverlauf geben sollten. Auch in jüngster Zeit sind, z. B. durch MASING, noch ähnliche Versuche angestellt worden.

MINK (13) stellte Modellversuche an, bei denen die genaue anatomische Struktur des Naseninnenraumes allerdings völlig unberücksichtigt blieb. Die Nasenhöhle wurde lediglich durch ein rechteckiges, durchsichtiges Kästchen imitiert, an dessen gegenüberliegenden Schmalseiten Öffnungen angebracht wurden, die dem Naseneingang und dem Pharynx entsprechen sollten. Durch Raucheinblasen bzw. Einsaugen wurde bei diesen Versuchen Ein-

und Ausatmung nachgeahmt. Der Autor stellte fest, daß sich bei der Einatmung eine zum Nasendach bogenförmig ansteigende Strömung ausbildete, wobei aus einer Steigerung des bei der Einatmung angewandten negativen Drucks (= "Saugstärke") eine proportionale Zunahme der "bogenförmigen Abweichung" des Luftstromes in Richtung auf das Nasendach resultierte. Dagegen fand sich bei der Ausatmung die Strömung dem Kästchenboden angelegt, wobei eine Zunahme des Druckes lediglich eine Wirbelbildung in der Nähe des Nasenostiums nach sich zog. MINK folgerte aus seinen Modellversuchen, daß bei der menschlichen Nase der Einatmungsstrom, wie z. T. schon von den Voruntersuchern festgestellt, bogenförmig verläuft, daß der Ausatmungsstrom aber nur den Bodenabschnitt der Nasenhöhle benutzt.

DISHOECK(4) arbeitete ebenfalls an Nasenmodellen und belud den Atemstrom mit Lykopodiumpulver bzw. Tierkohle. Der Autor kam auch zur Darstellung eines bogenförmigen Strömungsverlaufs, der sich auch im Falle der Hakennase fand, während es bei mehr horizontal stehender Nasenöffnung zu einer bevorzugten Durchströmung des unteren Nasenganges kam. Der Strömungsverlauf eines Modells mit gänzlich entfernten Muscheln zeigte keine Unterschiede zur normalen Nase.

An Gips - Plastilin - Modellen in natürlicher Größe unter Benutzung einer Glasplatte als Septumersatz arbeitete TONNDORF (19), der ebenfalls durch Modellierung verschiedene Muschelgrößen nachahmte. In die Modelle saugte der Autor Zigarrenrauch ein und fotografierte fortlaufend den Verlauf der Strömung während des kontinuierlichen Wechsels von Ein- und Ausatmung. Der Autor fand bei der normalen Nase nahezu gleiches Verhalten von Ein- und Ausatmungsstrom in Gestalt eines Hauptstromes in Höhe des mittleren Nasenganges und weitere, parallel zum Hauptstrom angeordnete Nebenströme. Bei nachmodellierten pathologischen Veränderungen, wie Muschelhypertrophien bzw. Atrophien, fand der Autor ausgedehnte Wirbelbildungen und in extremen Fällen eine völlig ungeordnete Strömung.

TONNDORF konnte darüber hinaus im Modellversuch bei Benutzung der von MINK angegebenen Methode, allerdings durch Modifikation in Form einer schräg angesetzten Nasen- und Pharynxöffnung, die damit wesentlich mehr der Wirklichkeit entsprechen, seine eigenen Versuchsergebnisse noch untermauern und die MINKsche Auffassung vom verschiedenen Verlauf von Ein- und Ausatemstrom entkräften.

Auch PROETZ (16) nahm an präparierten Leichenschädeln unter besonderer Berücksichtigung pathologischer Veränderungen umfangreiche Versuche vor und benutzte zur Strömungsdarstellung ebenfalls Rauch.

MASING (10, 11) führte Farbfadenversuche durch, hierzu brachte er Tinte in die Wasserströmung eines Nasenmodells ein und fotografierte dann die zur Darstellung kommenden sog. Stromfäden. Der Autor arbeitete mit einer Wasserströmung, die einem Luft-Volumenstrom von ca. 10 l/min entsprach und kam zu dem Ergebnis, daß die gesamte Nasenhöhle an der Strömung beteiligt ist und daß sich der stets reproduzierbare Weg eines jeden Stromfadens auch bei höheren "Strömungsgeschwindigkeiten" nicht wesentlich ändert. Darüber hinaus berichtete der Autor von charakteristischen Strombildern für die einzelnen Formfehler der Nase.

2. Kritik der bisherigen Untersuchungen

Bei den Versuchen von PAULSEN, KAYSER, RETHI und DISHOCK bildete die Stoffablagerung auf den begrenzenden Wänden die methodische Voraussetzung. Diese Versuche erlauben nur eine Aussage über die von der Strömung bestrichenen Flächen. Z. B. sagt die von mehreren Autoren besonders hervor- gehobene stärkste Anfärbung des vorderen Anteils der mittleren Muschel nicht mehr aus, als daß die mittlere Muschel mit ihrem vorderen Anteil der Strömung besonders stark im Wege steht, so daß es hier zur Ausbildung eines Staupunktes und damit zu stärkster Anfärbung kommt. Auch ist

es nicht sinnvoll, aus der verschiedenen Stärke von Ablagerung bzw. Anfärbung Rückschlüsse in der Weise zu ziehen, daß im Bereich der am stärksten veränderten Bezirke die Strömung auch am stärksten war. Was sich in einiger Entfernung von den Wänden, z. B. innerhalb des Meatus communis oder in tieferen Anteilen eines Nasenganges ereignet, kann durch die zitierten Versuche nicht miterfaßt werden.

Seit den Arbeiten von PRANDTL (15) ist bekannt, daß eine Strömung innerhalb eines Hohlraumes eine Grenzschicht aufweist, d. h. von der einen Wand steigt die Strömungsgeschwindigkeit (von der die bisher genannten Autoren allerdings nicht sprachen) innerhalb der eigentlichen Grenzschicht vom Werte Null aus allmählich an, sie erreicht dann etwa in Kanalmitte ihr Maximum, um dann zur anderen Wand hin allmählich wieder abzufallen und schließlich wiederum den Wert Null zu erreichen. Da sich auch innerhalb der menschlichen Nase eine Grenzschicht ausbildet, ist zu fordern, daß die Strömungsgeschwindigkeit in Wandnähe im Vergleich zur Strömungsmitte geringer ist. Bei den zuvor geschilderten Versuchen kam es gerade im Bereich der geringsten Strömung zur stärksten Ablagerung bzw. Verfärbung. Ein gänzlich unverfärbter Bezirk ließ allerdings den Schluß zu, daß hier wahrscheinlich keine wesentliche Strömung vorhanden war.

Zu den Versuchen von KAYSER ist zudem zu bemerken, daß das vom Autor zur Strömungsdarstellung benutzte Magnesiumoxid ein ca. 1000mal so großes spezifisches Gewicht als Luft aufweist, d. h. daß die einzelnen Teilchen sehr rasch ihrer Schwere nach absinken oder zentrifugal ausgeschleudert werden und deshalb zur Strömungsdarstellung schlecht geeignet sind. (TOWNDORF wies auf diese Tatsachen bereits hin.)

Das Gesagte erklärt auch, warum der Autor durch seine Versuche - im Gegensatz zu den anderen Autoren, die den Hauptatmungsstrom im Bereich der mittleren Muschel beschrieben - zu der Ansicht kam, daß der Hauptstrom im Bereich der mittleren und u n t e r e n Muschel zu finden

sei. (Allerdings trifft diese Versuchsdeutung nur für den Fall zu, daß das Nasenmodell während der Versuche senkrecht aufgestellt war. Dies geht aus der Schilderung der Versuchsanordnung jedoch nicht zweifelsfrei hervor.)

Die zu den Arbeiten von KAYSER genannten methodischen Einwände sind auch, insbes. was die mangelnde Berücksichtigung der zentrifugal wirkenden Kräfte angeht, gegen die Versuchsanordnung von DISHOCK vorzubringen.

Zu den Versuchen von FRANKE, RETHI, BURCHARDT und TONNDORF, bei denen Rauch zur Strömungsdarstellung benutzt wurde, ist zu sagen, daß diese Methode auch heute noch in der Technik ein bewährtes Mittel darstellt, um qualitative Aussagen über den Strömungsverlauf zu erhalten. Die Methode bietet den Vorteil, daß Wirbelbildungen sichtbar werden. Die sichtbaren Wirbel erlauben aber noch keine hinreichende Aussage über den Charakter der Strömung, d. h. ob sie im Kern laminar oder als Ganzes turbulent ist.

Eine laminare Strömung (= Gleichströmung) ist dadurch gekennzeichnet, daß sich die einzelnen Strömungsteilchen in einer gemeinsamen Strömungsrichtung bewegen, ohne daß es zu einer zusätzlichen Strömungskomponente kommt, die quer zur ursprünglichen Strömungsrichtung wirkt. Da es zu keiner Durchmischung der einzelnen Strömungsteilchen kommt, stellt man sich die laminare Strömung als Schichtenströmung vor. Dagegen kommt es bei der turbulenten Strömung (= Wechselströmung) zu einem mehr oder weniger starken Austausch zwischen den (gedachten) Strömungsschichten. Der nur noch als zeitlicher Mittelwert definierbaren Gleichströmung ist dann eine nach Frequenz, Betrag und Richtung statistisch verteilte Schwankungskomponente überlagert.

TONNDORF schloß aus Wirbelbildungen u. a. auf das Vorliegen einer ungeordneten, d. h. turbulenten, Strömung. Der Autor berichtet, daß bei seinen Versuchen diese mit steigendem Volumenstrom zunehmenden Wirbel schließlich sogar die eigentliche Strombahn verlegen. Eine Strömung, an deren Rand sich Wirbel bilden oder ablösen, kann aber durchaus noch im Inneren geordnet, d. h. laminar, sein. Außerdem kann eine Strömung, die

bei der angegebenen Methode scheinbar keine Wirbel zeigt, dennoch turbulent sein. Dies gilt besonders für hohe Volumenströme, da hierbei die Strömungsgeschwindigkeiten derart ansteigen, daß die erforderliche Beobachtungszeit zu lang wird, um die in Wirklichkeit vorhandenen kleinen Wirbel zeitlich aufzulösen, räumlich zu fixieren und damit wahrnehmen zu können.

Die Rauchversuche führen auch dann zu Fehlschlüssen, wenn aus starker Rauchansammlung auf eine beträchtliche Strömung geschlossen wird. Es kann sich bei der Rauchansammlung aber ebenso gut um einen Staupunkt handeln, der außerhalb der eigentlichen Strömung liegt.

Die Versuche, bei denen pendelartig angebrachte Fädchen zur Strömungsdarstellung benutzt wurden, zeigen nur die Strömungsrichtung an, aus dem mehr oder weniger starken Flottieren der Fädchen innerhalb der Strömung kann jedoch nicht auf die Höhe des Strömungsbetrages geschlossen werden. Infolge der Massenträgheit der Fädchen werden auch nur langsame Richtungsschwankungen sichtbar, d. h. die Methode ist nicht gut geeignet, eine turbulente Strömung anzuzeigen.

MASING bezieht sich bei der Schilderung seiner Versuchsanordnung auf Versuche von REYNOLDS, die dieser 1882 durchführte, um den Übergang laminarer in turbulente Strömung zu zeigen. Nur bei laminarer Strömung bleibt der Farbfaden deutlich sichtbar. Bei turbulenter Strömung kommt es zur Vermischung der Farbpartikel mit der umgebenden Flüssigkeit und so schließlich zur Verfärbung des gesamten Querschnitts (18, S. 36). Die Farbfadenversuche sind also nur im Bereich niederer Volumenströme, die noch keinerlei turbulente Anteile aufweisen, zur Darstellung eines Strömungsverlaufes geeignet. MASING berichtet aber, daß der einzelne Stromfaden auch bei höheren Volumenströmen noch erhalten bleibt; daraus müßte gefolgert werden, daß bei den Versuchen von MASING keine turbulente Strömung herrschte. Wie noch zu zeigen sein wird, kommt es aber in dem vom Autor genannten Volumenstrombereich von 10 l/min bereits zum Turbulenzeinsatz.

3. Stand des Problems

Wie zuvor dargelegt wurde, kranken alle bisher zur Ermittlung der Strömungsverhältnisse in der menschlichen Nase angewendeten Verfahren daran, daß mit ihnen nur qualitative und darüber hinaus nur mehrdeutige Aussagen möglich sind. Dies gilt auch für die instruktiven Versuche, bei denen Rauch für die Darstellung der Strömungsverhältnisse benutzt wurde. Will man über den Verlauf einer Strömung aber auch quantitative Aussagen machen, so muß man ein Verfahren wählen, das es gestattet innerhalb der zu untersuchenden Strömung - in diesem Falle also innerhalb der menschlichen Nase - an verschiedenen Punkten Strömungsgeschwindigkeiten zu messen. Zur Charakterisierung ist es außerdem erforderlich zu untersuchen, ob es sich um eine rein laminare Strömung handelt oder inwieweit diese Strömung bereits turbulent ist. Ist der durchströmte Hohlraum ein so kompliziertes Gebilde wie die menschliche Nase bzw. ihr naturgetreues Modell, kann der Strömungsverlauf nur dann vollständig beschrieben werden, wenn an zahlreichen Querschnitten der der Strömung zur Verfügung stehenden Fläche die Strömungsgeschwindigkeiten gemessen werden. In jedem zur Messung ausgewählten Flächenquerschnitt muß dann die Strömungsgeschwindigkeit punktweise von Wand zu Wand festgestellt werden. FISCHER (6) bediente sich 1967 erstmalig einer Methode, die - wenigstens am Modell - die Voraussetzungen bietet, auch quantitative Aussagen über den Strömungsverlauf und den Strömungszustand innerhalb der menschlichen Nase zu erlauben. Der Autor beschrieb mit Hilfe der Hitzdrahtanemometrie die Strömungsverhältnisse eines Modells der normalen Nase. FISCHER kam zu dem Ergebnis, daß 1. die Strömung den gesamten zur Verfügung stehenden Flächenquerschnitt mehr oder weniger gleichmäßig ausfüllt (also nicht von speziellen Strömungspfaden der Respirationsluft gesprochen werden kann), 2. sich in Wandnähe erwartungsgemäß eine deutliche Grenzschicht (s. Seite 10 !) ausbildet und 3. bei einem Volumenstrom von ca. 7,5 bis 10 l/min relativ plötzlich eine turbulente Strömung auftritt.

Mit der von FISCHER angegebenen Methode und Versuchsanordnung soll in der vorliegenden Arbeit versucht werden Aussagen auch über solche Nasenformen zu machen, die noch als physiologische Varianten der normalen Nase oder als schon pathologisch veränderte Formen anzusprechen sind.

4. Eigene Versuchsanordnung

4. 1. Die Hitzdrahtanemometrie

Für die Messungen der Strömungsgeschwindigkeit wurde ein Konstant-Temperatur-Hitzdrahtanemometer (1)^{*)} benutzt.

Die Methode besteht darin, daß einem sehr dünnen (Durchmesser 5/1000 mm), elektrisch geheizten Wolfram-Platin- oder Platin-Iridium-Draht eine bestimmte Wärmemenge pro Zeiteinheit entzogen wird, wenn man ihn in eine Strömung bringt. Im Falle einer inkompressiblen Strömung - und hiermit hat man es bei der Luftströmung in der Nase zu tun - ist die dem Draht entzogene Wärmemenge ein direktes Maß für die Strömungsgeschwindigkeit. Der aufgeheizte Draht wird durch eine automatische Regelung innerhalb des Hitzdrahtanemometers immer auf konstanter Temperatur von ca. 300° C. gehalten, d. h. die dem Draht durch die Strömung entzogene Wärmemenge wird ihm sofort wieder zugeführt.

Die Hitzdrahtanemometrie ist eine so empfindliche Methode, daß auch kleine Strömungsgeschwindigkeiten bis herab zu einigen cm/sec gemessen werden können. Außerdem werden schnelle Schwankungen der Strömungsgeschwindigkeit bis zu mehreren KHz trägheitslos registriert, d. h. auch eine turbulente Strömung kann mit dieser Methode gemessen werden.

*) Das Gerät wurde von der Deutschen Versuchsanstalt für Luft- und Raumfahrt, Institut für Turbulenzforschung Berlin, Direktor Prof. Dr.-Ing. R. Wille, zur Verfügung gestellt.

Vor der eigentlichen Messung muß durch eine Eichung der zahlenmäßige Zusammenhang zwischen abgeführter Wärmemenge (entsprechend der zur Wiederaufheizung des Drahtes benötigten Menge elektrischen Stromes) und Strömungsgeschwindigkeit ermittelt werden. Hierzu bedient man sich des PRANDTLschen Staurohres, dessen Anzeige mit der des Hitzdrahtgerätes, bezogen auf die gleiche Strömung, verglichen wird. (Das PRANDTLsche Staurohr selbst eignet sich allein auf Grund seiner größeren Abmessungen jedoch nicht zur Strömungsmessung innerhalb eines so kleinen Hohlraumes wie der menschlichen Nase bzw. eines nicht vergrößerten Modells davon. Außerdem gelingt es mit dem Staurohr nicht, schnelle Schwankungen der Strömung zu registrieren, da das Anzeigesystem zu träge ist.)

Zur eigentlichen Messung bedient man sich der sog. Hitzdrahtsonde, die an das Meßgerät angeschlossen ist. Diese Sonde trägt den oben beschriebenen, geheizten Draht, der in einer Länge von ca. 2 mm zwischen zwei dünnen Drahtzinken ausgespannt ist.

Nach einer Linearisierungsstufe (1) steht am Ausgang des Hitzdrahtanemometers eine der Strömungsgeschwindigkeit proportionale Spannung zur Verfügung. Diese Ausgangsspannung wird nun aufgeteilt in einen arithmetischen Mittelwert, der den Gleichströmungsanteil darstellt und einen durch ein Röhrenvoltmeter angezeigten Effektivwert der Wechselströmung. (Die untere Grenzfrequenz des Röhrenvoltmeters betrug ca. 10 Hz, die obere Frequenzgrenze der Turbulenzströmung stieg mit wachsender Volumenströmung bis auf einige KHz an.)

Bei den gemessenen Turbulenzwerten muß die Störspannung des Hitzdrahtanemometers berücksichtigt werden. Diese Störspannung wurde vor dem jeweiligen Messungsbeginn festgestellt. Wie zusätzliche Messungen zeigten, bleibt die zunächst ohne Strömung festgestellte Störspannung nicht konstant, sondern steigt mit zunehmendem Volumenstrom auch dann an, wenn man die Sonde einer rein laminaren Strömung aussetzt. Die durch die Störspannung gemessenen scheinbaren Turbulenzwerte sind u.a. auch von der Beschaffenheit der Sonde und dem gewählten Linearisierungsbereich

abhängig. Die beschriebene Störspannung entspricht im Bereich niederer Volumenströme einem relativ hohen Betrag. Erst bei weiterem Ansteigen der Volumenströmung wird dieser Betrag im Vergleich zur ebenfalls steigenden echten Turbulenz relativ klein und kann vernachlässigt werden.

Auf die Meßwerte der Gleichströmung hat der Störfaktor keinen Einfluß.

Die Hitzdrahtanemometrie eignet sich nicht für Messungen am Lebenden, da die menschliche Nase der Meßsonde nur im vorderen Anteil zugänglich wäre. Außerdem sind die Sonden derart empfindlich, daß schon eine leichte Berührung der Nasenwand oder eines Haares den Hitzdraht zerstören würde. Es wurden deshalb an Hand anatomischer Vorlagen aus Wachs möglichst naturgetreue Modelle im Maßstab 1 : 1 hergestellt.

4. 2. Die untersuchten Nasenmodelle (Abb. 1a - 5a)

In der vorliegenden Arbeit wurden fünf Modelle verschiedener Nasenformen untersucht. Als relativ häufig anzutreffende Formvarianten der normalen Nase wurden die Stups- und Hakennase für die Versuche ausgewählt. Weiter wurde an einem Nasenmodell mit hypertrophischen Muscheln gemessen und als Gegenstück dazu an einem Modell mit sehr weitem Innenraum bei atrophischer Muschelausbildung. Das Nasenmodell mit erweitertem unteren Teil bei gleichzeitig verengtem oberen Anteil soll in etwa das Ergebnis einer Muschelresektion bei vorher engem Naseninnenraum infolge Muschelhypertrophie darstellen.

Um die gemessenen Strömungsprofile möglichst gut miteinander vergleichen zu können, wurden die Modelle der Stups- und Hakennase sowie der Nase mit erweitertem unteren Anteil so modelliert, daß innerhalb der Meßebenen a, b und c dem Betrage nach völlig gleiche Flächenquerschnitte entstanden, d. h. daß die Strömung bei den drei genannten Nasen zwar betragsmäßig gleiche Querschnittsflächen, die sich aber in ihrer Geometrie unterschieden, zu durchströmen hatte (Abb. 1b - 5b).

Die beiden untersuchten Sonderformen der Muschelhypertrophie bzw. Atrophie sind bei etwa gleicher Stromführung durch eine systematische Erweiterung bzw. Verengung der Strömungsquerschnitte um den Faktor 1,5 bzw. 1/1,5 modelliert worden, verhalten sich also in ihren Flächen ca. 1:2,3 bei sonst gleicher Konfiguration der gesamten Nasenhöhle (Abb.^{1a} - 1b)

4. 3. Durchführung der Messungen

An der Vorderkante der waagrecht liegenden Modelle entsprach eine abgerundete Öffnung dem Nasenloch. Die zweite Öffnung, die Epipharynx-Öffnung, wurde in ein schräg angesetztes Messingrohr von 1,4 cm Innendurchmesser übergeleitet. An das Messingrohr wurde ein Gebläse angeschlossen und durch Umschaltung der Stromrichtung Ein- und Ausatemungsstrom erzeugt. An jedem Meßpunkt wurde zunächst fortlaufend die Einatmung und dann in einer zweiten Meßreihe die Ausatmung gemessen. Die vom Gebläse gelieferte Strömung wurde durch ein Turbometer geleitet, mit dessen Hilfe der Betrag des dem Nasenmodell zugeleiteten Volumenstromes gemessen werden konnte. Bei den Versuchen wurden bei Ein- und Ausatmung Volumenströme von 3; 5; 7,5; 10; 15; 20 und 30 l/min benutzt. Die genannten Volumenströme liegen sämtlich im Bereich der Atmung unter physiologischen Verhältnissen bei mehr oder minder starker Belastung des Organismus.

Zur Messung wurde das nach oben offene Modell in einer Spannvorrichtung fixiert, damit war gewährleistet, daß während einer Meßreihe exakt am gleichen Meßpunkt gemessen wurde. Das Nasenseptum wurde durch eine Plexiglasscheibe dargestellt, die mittels einer Abdichtungsmasse fest auf dem Nasenmodell haftete. Durch eine möglichst klein gewählte Bohrung durch das Plexiglas wurde die an einer Triebvorrichtung angebrachte Meßsonde senkrecht von oben - und senkrecht zur Strömung stehend - in das Nasenmodell eingebracht. Die Abdichtung zwischen Bohrung, Plexiglasscheibe und Schaft der Meßsonde erfolgte mit einer Knetmasse. Nach schrittweisem Vorschub um jeweils 0,5 mm wurde dann

die Strömungsgeschwindigkeit (Gleichströmung und Wechselströmung) gemessen.

Für die Messungen wurden die Meßebenen a, b und c gewählt, da hier am ehesten charakteristische Ergebnisse zu erwarten sind(s.Abb. 1a - 5a).

5. Ergebnisse der Versuche und ihre Diskussion

5.1. Die Gleichströmung

Im Bereich laminarer Strömung entsprechen die an dem jeweiligen Meßpunkt gemessenen Gleichströmungsgeschwindigkeiten einem zeitlich konstanten Wert. Dagegen stellen die gemessenen Gleichströmungsgeschwindigkeiten bei turbulenter Strömung den zeitlichen Mittelwert der Strömung dar (siehe S. 11 !).

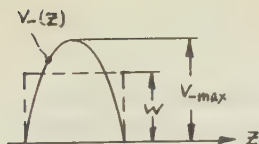
5.1.1. Erläuterungen zu den Abbildungen

Bei den in Abb. 6 bis 45 dargestellten Strömungsprofilen verschiedener Volumenströme ($\dot{V}$) während der Ein- und Ausatmung wurde die Geschwindigkeit der Gleichströmung ($v_{\perp}$) senkrecht über der jeweiligen Querschnittsfläche des Nasenlumens aufgetragen. Die Koordinate z gibt den Abstand des einzelnen Meßpunktes vom Nasenseptum an. Außerdem wurden in Abb. 46 bis 47 die Maxima der Gleichströmung in Abhängigkeit von der steigenden Volumenströmung für die besonders charakteristischen Meßpunkte a, b₂, b₄, b₆ und c aufgetragen.

In den zuletzt genannten Diagrammen ist zusätzlich die (örtlich) mittlere Strömungsgeschwindigkeit w der zugehörigen Meßebene eingezeichnet. Dieser Mittelwert w ist das Ergebnis der Division von Volumenströmung und durchströmtem Flächenquerschnitt a, b bzw. c:

$$\frac{\dot{V}}{F} = w$$

Dieser Mittelwert w entspricht also einer Strömung, deren Geschwindigkeit über den gesamten Querschnitt der Fläche F konstant ist und die ausserdem denselben Volumenstrom $\dot{V}$ aufweist, wie die tatsächliche Strömung,



die aber eine Grenzschicht hat. Dieser Zusammenhang ist in nebenstehender Skizze vereinfacht dargestellt. Die räumliche Strömung wurde dabei in eine Ebene projiziert.

$V_z(z)$ = gemessenes Strömungsprofil

w = errechneter Mittelwert

Dieser rein rechnerisch gewonnene Mittelwert w sagt zwar wenig über die tatsächliche Verteilung der Strömung innerhalb der betreffenden Meßebene aus, er kann aber doch zur größenordnungsmäßigen Kontrolle der Meßwerte gut herangezogen werden. Es ist zu fordern, falls tatsächlich im Strömungsmaximum gemessen wurde, daß die beim jeweiligen Volumenstrom gemessenen Strömungsmaxima über dem zugeordneten Mittelwert liegen, da auch innerhalb der menschlichen Nase die Strömung Grenzschichtcharakter hat, d.h. die Gleichströmungsgeschwindigkeit fällt vom etwa in Kanalmitte gelegenen Maximum zur Wand hin immer mehr ab.

5.1.2. Diskussion der Gleichströmung

Da ein sinnvoller Vergleich der Strömungsprofile nur innerhalb der einzelnen Meßebenen möglich ist, sollen die Ergebnisse der Meßquerschnitte a, b und c gesondert betrachtet werden.

5.1.2.1. Meßebene a

Es handelt sich um einen Meßquerschnitt am Limen nasi (s. Abb. 1a - 5a).

Vor der jeweiligen Messung wurde das Strömungsmaximum einer bestimmten, mittleren Volumenströmung bei Einatemungsrichtung aufgesucht. Auch bei der Messung der Ausatemung wurde die Lit. Lichtsonde 1 m in der einmal gewählten Stellung belassen (Gleiches gilt auch für die Messungen in Meßebene b und c!). Dieses Aufsuchen des Strömungsmaximums konnte natürlich nur eine grobe Näherung darstellen, da der Ort des Maximums in einem derart komplizierten Strömungsgebilde von der Volumenströmung

und der jeweiligen Respirationphase abhängig ist.

Bei den Modellen mit atrophischer und hypertrophischer Muschelausbildung, dem erweiterten unteren Nasenteil und der Stupsnase liegen die Maxima der Gleichströmungsgeschwindigkeit 1. oberhalb der errechneten mittleren Strömungsgeschwindigkeit w und 2. übertreffen die Werte der Einatmung deutlich die der Ausatmung.

Bei der Einatmung wurde offenbar direkt im oder nahe dem wirklichen Strömungsmaximum gemessen. Da aber zwischen der Messung bei Ein- und Ausatmung die Sondenstellung nicht verändert wurde, folgt daraus, daß bei den genannten Nasenformen das Strömungsmaximum für Ein- und Ausatmung an verschiedener Stelle liegt. Bei der Hakennase hingegen fallen die Maxima von Ein- und Ausatmung offenbar räumlich zusammen.

Bei der Nase mit hypertrophischen Muscheln steht der Volumenströmung der geringste Flächenquerschnitt ($= 27 \text{ mm}^2$) zur Verfügung, bei dem Modell mit atrophischen Muscheln aber der größte ($= 61 \text{ mm}^2$). Wie zu erwarten, zeigt deshalb die zuerst genannte Nasenform die höchsten, die an zweiter Stelle genannte Nase aber die niedrigsten Gleichströmungsgeschwindigkeiten aller untersuchten Nasenformen. Die übrigen drei Modelle bieten der Strömung die gleichen Flächenquerschnitte an, d.h. es gilt für diese drei Modelle auch immer die gleiche mittlere Strömungsgeschwindigkeit w ; dennoch erreicht die Hakennase gegenüber der Stupsnase und der Nase mit erweitertem unteren Anteil deutlich höhere Maxima. Da die Hakennase aber vom gleichen Volumenstrom durchflossen wird, muß aus Kontinuitätsgründen angenommen werden, daß die Strömung hier ein bei der Messung erfaßtes, sehr herausragendes Maximum bildet, um neben diesem Maximum in Richtung wand ziemlich schnell an Geschwindigkeit zu verlieren.

5.1.2.2. Meßebene b

In der Meßebene b wurde die Strömungsgeschwindigkeit an 6 verschiedenen Querschnitten gemessen. Die Meßquerschnitte b1 bis b3 lagen im oberen Nasenteil, Meßquerschnitt b4 im Bereich des mittleren Nasenganges, b5 zwischen mittlerem und unterem Nasengang und b6 schließlich im Bereich des unteren Nasenganges (Abb. 1a - 5a).

Der mittlere Nasengang wurde bei den Messungen - je nach Nasenmodell - nur bis zu einer Tiefe von 5,5 bzw. 10,0 mm erfaßt, da dann die Hitzdrahtsonde bereits die dem Septum gegenüberliegende Nasenwand nahezu berührte.

Der Zusammenhang der Meßergebnisse mit der mittleren Strömungsgeschwindigkeit w ist in der Meßebene b wesentlich unübersichtlicher, da sich ja der Rechenwert auf die ganze Meßebene bezieht, die aber in ihrer geometrischen Struktur außerordentlich vielgestaltig ist.

Vergleicht man nun die Teilflächen der Meßebene b, nämlich die Fläche im oberen Nasenteil (= Meßquerschnitt b1 - b3) mit der Fläche im Bereich des mittleren (= Meßquerschnitt b4) bzw. auch des unteren Nasenganges (= Meßquerschnitt b6; der Meßquerschnitt b5 soll hierbei als Trennstelle zwischen dem Bereich des mittleren und unteren Nasenganges gelten) miteinander, so läßt sich abschätzend sagen, daß bei allen untersuchten 5 Nasenformen die Fläche im oberen Nasenteil etwa gleich groß ist wie die Fläche im Bereich des mittleren und auch des unteren Nasenganges.

Es stellt sich nun die Frage, ob dieser ungefähren Dreiteilung der Gesamtfläche der Meßebene b auch eine Dreiteilung des Gesamtvolumenstroms entspricht, d.h. ob es bei den untersuchten Nasen zu einer gleichmäßigen Verteilung des Volumenstroms über den gesamten Querschnitt kommt.

Die in Abb. 6 - 45 dargestellten Strömungsprofile aller fünf unter-

suchten Nasenformen zeigen zunächst bei gleichen Volumenströmen ein ähnliches Verhalten in der Form der Profile, im Verhältnis der auftretenden Maximalwerte der Gleichströmungsgeschwindigkeit zur (errechneten) mittleren Strömungsgeschwindigkeit w und in der Verteilung des Gesamtvolumenstroms auf die drei genannten Teilflächen. Die zu beobachtenden Unterschiede sind nicht so auffallend, daß man bei ihrer Betrachtung den Strömungsverlauf als geradezu charakteristisch für die jeweilige Nasenform bezeichnen könnte. Es ist festzustellen, daß die Nase, weitgehend unabhängig von ihrer Form und dem Betrag des Volumenstroms, in den genannten drei Teilbereichen nahezu gleichmäßig durchströmt wird.

Aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit sollen die erkennbaren Unterschiede in den Strömungsverhältnissen der untersuchten Nasen nach drei verschiedenen Gesichtspunkten erörtert werden:

1. Auffälligkeiten beim Vergleich der Strömungsprofile der verschiedenen Nasen
2. Unterschiede der Strömungsprofile von Ein- und Ausatmung
3. Einfluß zunehmender Volumenströme auf die Ausbildung der Strömungsprofile

zu 1. Bei der Betrachtung der Strömungsprofile fallen gewisse Parallelen zwischen den Nasen mit atrophischer bzw. hypertrophischer Muschelausbildung und der Nase mit erweitertem unteren Anteil auf: ein Vergleich der jeweiligen Profile von Ein- und Ausatmung deutet daraufhin, daß sich die Nase mit erweitertem unteren Anteil in den Meßquerschnitten b_1 bis b_4 , d.h. im relativ engen oberen Nasenteil, wie eine Nase mit hypertrophischen Muscheln, in den Meßquerschnitten b_5 und b_6 , d.h. im eigentlichen erweiterten Anteil, aber wie eine Nase mit atrophischen Muscheln verhält. In diesem Zusammenhang ist besonders die Ähnlichkeit der b_5 -Profile der Nase mit atrophischer Muschelausbildung und der Nase mit erweitertem unteren Anteil hervorzuheben.

Als weiteres Merkmal fällt auf, daß bei allen untersuchten Nasenformen in den beiden Teilbereichen oberer Nasenteil und mittlerer Nasengang nahezu gleiche Anteile des Gesamtvolumenstromes hindurchfließen, während im Bereich des unteren Nasenganges ein etwas - aber keineswegs deutlich - geringerer Anteil am Gesamtvolumenstrom bewältigt wird.

Erwähnenswert sind in diesem Zusammenhang wiederum die Parallelen zwischen der Nase mit erweitertem unteren Anteil und der mit atrophischer Muschelausbildung. Bei beiden Nasen ist im Bereich kleiner Volumenströme der Anteil am Gesamtvolumenstrom innerhalb des unteren Nasenganges deutlich geringer als in den weiter oben liegenden Teilbereichen. Allerdings ist diese Besonderheit bei Volumenströmen von mehr als 10 l/min nicht mehr so deutlich zu erkennen.

Im Bereich des unteren Nasengangs weist die Nase mit atrophischen Muscheln in der Einatmungsphase eine weitere Besonderheit auf: nur bei dieser Nase bildet sich ein septumnahe gelegenes Maximum der Gleichströmungsgeschwindigkeit bei allen Volumenströmen ab 10 l/min aus. Das bedeutet, daß der Hauptanteil des im unteren Nasengang ohnehin schon geringen Strömungsvolumens sich septumnahe bewegt und kaum in die Tiefe des Nasengangs eindringt. Dagegen weisen andere Nasen, z. B. die Hakennase und die Nase mit erweitertem unteren Anteil, ein Gleichströmungsmaximum auf, das in der septumfernen Tiefe des unteren Nasengangs liegt. Gerade wegen der bereits oben erwähnten Ähnlichkeiten der Strömungsprofile von der Nase mit atrophischen Muscheln und der mit erweitertem unteren Anteil muß dieser Unterschied hervorgehoben werden.

Im Meßquerschnitt b5 bietet die Hakennase Auffälligkeiten. Hier findet man in der Inspirationsphase nur geringe Gleichströmungsgeschwindigkeiten, die bei zunehmender Volumenströmung zunächst sogar noch abnehmen und auch bei einem Volumenstrom von 30 l/min nur geringe Werte erreichen. Außerdem werden auch am Meßquerschnitt b6 nur geringe Gleichströmungsgeschwindigkeiten erreicht und insgesamt fließt durch den unteren

Nasengang nur ein geringer Anteil des Gesamtvolumens. Offenbar ist gerade bei der Hakennase durch die besondere Beschaffenheit des Naseneingangs die Strömungsrichtung zum Nasendach hin vorgeprägt, was sich mit zunehmendem Volumenstrom immer deutlicher in Gestalt der in den Meßebenen b1 bis b4 erreichten hohen Gleichströmungsgeschwindigkeiten erweist.

zu 2. Bei allen fünf untersuchten Nasenformen werden in den Meßquerschnitten b1 bis b3 bei der Einatmungsphase zum Teil sogar deutlich höhere Strömungsgeschwindigkeiten erreicht als bei der Ausatmung. Offenbar wird also im Inspirium das Gebiet der Regio olfactoria besonders gut belüftet, während dieser Bereich in der physiologisch weniger wichtigen Ausatmungsphase geringer durchströmt wird.

Im Vergleich zu den anderen Nasen erreicht die Nase mit atrophischen Muscheln im Bereich des unteren Nasengangs bei der Ausatmung die niedrigsten Gleichströmungsmaxima. Die Werte sind gegenüber der Phase der Einatmung noch deutlich vermindert.

zu 3. Gegenüber der grundsätzlichen Feststellung, daß in der Phase von Ein- und Ausatmung bei den verschiedenen Volumenströmen die einzelnen Querschnittsflächen der Meßebene b im wesentlichen gleichmäßig durchströmt werden, sind folgende Besonderheiten hervorzuheben: wiederum bestehen gewisse Parallelen zwischen der Nase mit erweitertem unteren Anteil und der Nase mit atrophischen Muscheln. In der Einatmungsphase beider Nasen wird der untere Nasengang im Bereich von Volumenströmen bis 10 l/min gar nicht oder nur minimal durchströmt. Dagegen steigt der Anteil am Gesamtvolumenstrom bei Volumenströmen über 10 l/min deutlich an.

Bei niedrigen Volumenströmen zeigt die Stupsnase im Bereich des unteren Nasengangs die höchsten Strömungsprofile der Einatmungsphase aller Nasen. Dagegen erreicht die Hakennase nur sehr niedrige Gleichströmungsgeschwindigkeiten. Das deutet daraufhin, daß es bei der Stupsnase mit ihrer weniger stark gekrümmten Strombahn zu einer gewis-

sen Bevorzugung des unteren Nasengangs kommt, während bei der Haken-nase mit ihrer stärkeren Strombahnkrümmung im unteren Nasengang nur eine geringe Strömung auftritt. Bei höheren Volumenströmen sind diese Unterschiede jedoch nicht mehr so deutlich zu erkennen. Möglicherweise wird dieser Effekt bei hohen Volumenströmen - d.h. turbulenter Strömung - durch den nun stattfindenden Queraustausch von Strömungsteilchen verwischt.

In der Ausatemungsphase erreicht die Stupsnase im Meßquerschnitt b6 sogar die höchsten Gleichströmungsmaxima aller untersuchten Nasen. Insgesamt wird hier ein etwas höherer Anteil an der Gesamtvolumenströmung bewältigt, als es bei den restlichen Nasen der Fall ist. Als Erklärung muß wiederum auf die flachere Strombahn der Stupsnase hingewiesen werden.

5.1.2.3. Meßebene c

Die Meßquerschnitte c1 und c2 liegen im Bereich der Choane. (Abb. 1a-5a)

Bei der Auftragung der Gleichströmungsmaxima bei steigender Volumenströmung wurde aus den Meßwerten der Querschnitte c1 und c2 ein Mittelwert gebildet und aufgetragen.

Da alle gemessenen Gleichströmungsmaxima oberhalb des errechneten Mittelwertes w liegen, ist anzunehmen, daß bei der Messung etwa das Strömungsmaximum erfaßt wurde.

In der Einatemungsphase ist bei allen untersuchten Nasenformen, wenigstens der Tendenz nach, ein Überschießen der Gleichströmungsgeschwindigkeit beim Meßquerschnitt c1 gegenüber dem Meßquerschnitt c2 sichtbar. Besonders deutlich wird dies bei der Nase mit hypertrophischen Muscheln. - In der Choane erfährt die Ein- und Ausatemungsluft eine durch die anatomische Struktur bedingte Umlenkung. Strömungstechnisch gesehen hat man es in diesem Bereich mit einem Krümmer (15, 18) zu tun. Durchfließt eine Strömung einen Krümmer, so treten an der

Außen-seite dieses Krümmers höhere Gleichströmungsgeschwindigkeiten als an der Innenseite auf. Der Meßquerschnitt c1 entspricht mit seiner Lage der Außen-seite des Krümmers, so daß hierdurch die höheren Strömungsgeschwindigkeiten gegenüber dem Meßquerschnitt c2 erklärt sind. Bei der Ausatmung ist diese Tendenz nicht deutlich; zu erkennen ist sie bei der Nase mit erweitertem unteren Anteil. Möglicherweise sind die zu erwartenden krümmerbedingten Änderungen der Strömungsgeschwindigkeit nur deshalb nicht zu erkennen, weil in Ausatemungsrichtung unmittelbar hinter den Meßquerschnitten c1 und c2 eine Flächenzunahme erfolgt, die wiederum zu einer Verlangsamung der Gleichströmungsgeschwindigkeit führt. Außerdem bleibt es sicher nicht ohne Einfluß, daß die Strömung in diesem Bereich bereits von einem röhrenförmigen in einen mehr schlitzförmigen Flächenquerschnitt eintreten muß.

5.2. Die Wechselströmung

5.2.1. Erläuterungen zu den Abbildungen

Neben der Darstellung der Gleichströmung zeigen die abgebildeten Strömungsprofile (Abb. 6 - 45) auch den turbulenten Anteil der Strömung in Gestalt einer schraffierten Linie. In den Zeichnungen wurden nur Wechselströmungsgeschwindigkeiten über ca. 0,1 m / sec berücksichtigt.

Auch die Maxima der Wechselströmung ($= v_w$) in Abhängigkeit von der Volumenströmung wurden für die Meßquerschnitte a, b2, b4, b6 und c dargestellt (Abb. 48 - 49).

Wie bereits erwähnt wurde, macht sich im Bereich niedriger Volumenströme die Tatsache bemerkbar, daß es bei zunehmendem Volumenstrom zum Ansteigen der Störspannung kommt, wodurch eine turbulente Strömung vorgetäuscht wird. Erst im Bereich höherer Volumenströme - also im Bereich echter Turbulenz - kann der zahlenmäßige Wert der Störspannung schließlich vernachlässigt werden, da er im Vergleich zu den gemessenen Turbulenzwerten nur noch relativ klein ist. In den

Darstellungen der Wechselströmungsmaxima kommt deshalb nur der Bereich zur Abbildung, der echte Turbulenzwerte zeigt. Die durch die Störspannung vorgetäuschten Turbulenzwerte blieben in den Zeichnungen unberücksichtigt. Die Kurven beginnen also erst dort, wo eine echte turbulente Strömung nachweisbar ist.

5.2.2. Diskussion der Wechselströmung

5.2.2.1. Meßebene a

Bei vergleichender Betrachtung der Wechselströmungsprofile der untersuchten fünf Nasen unterscheiden sich diese nicht auffällig voneinander.

Bei allen untersuchten Nasen setzt die Turbulenz bei der Ausatmung früher als bei der Einatmung ein, und zwar im Bereich zwischen 10 und 15 l / min Volumenstrom bei der Ausatmung und zwischen 20 und 30 l / min bei der Einatmung. Außerdem liegen bei allen fünf Nasen die Turbulenzwerte der Ausatmung deutlich über denen der Einatmung.

Der spätere Turbulenzeinsatz und die niedrigeren Turbulenzwerte bei der Einatmung lassen sich folgendermaßen erklären:

Bei der Inspiration wird die Luft aus dem relativ großen Versuchsraum, in dem keine Strömung und damit auch keine Turbulenz herrscht, in das Modell eingesaugt. (Dies entspricht auch den natürlichen Verhältnissen, da normalerweise die Einatemungsluft aus einem großen Reservoir ruhender Außenluft bezogen wird.)

Bei der Expiration hingegen stammt die Luft nicht aus einem ruhenden Reservoir, sondern sie hat bereits vor dem Erreichen der Meßebene a fast das gesamte, geometrisch sehr komplizierte, Nasenmodell durchströmt. Nach Passieren des Epipharynx tritt eine deutliche Erweiterung des Flächenquerschnitts in Ausatemungsrichtung ein. Daraus resultiert eine Abnahme der Gleichströmungsgeschwindigkeit und diese bewirkt dann eine Turbulenzzunahme (15, 18). Andererseits tritt, bevor der Ausatemungsstrom die Meßebene a erreicht, wiederum eine Verengung des Flächenquerschnitts mit entsprechender Gleichströmungsbeschleunigung und Turbulenzabnahme ein. Die zunächst sehr hohe Turbulenz der Ausatemungsluft ist

also bis zum Erreichen der Meßebene a zum Teil bereits wieder abgeklungen.

5.2.2.2 Meßebene b

Bei den Meßpunkten b2 und b4, d. h. im oberen und mittleren Nasenbereich, setzt die Turbulenz bei der Einatmung früher ein als bei der Ausatmung. Der Turbulenzeinsatz liegt bei der Einatmung bei allen untersuchten Nasen zwischen 5 und 10 l/min, bei der Ausatmung aber zwischen 15 und 20 l/min Volumenstrom.

Im Meßpunkt b2 werden bei der Einatmung hohe und deutlich über den Beträgen der Ausatmung liegende Turbulenzwerte erreicht.

Im Meßpunkt b4 zeigen sich die höchsten Turbulenzwerte der durchgeführten Messungen, wobei für alle untersuchten Nasenformen gilt, daß die Turbulenzwerte bei der Einatmung wesentlich über denen der Ausatmung liegen.

Im Meßpunkt b6 setzt im Falle der Nase mit atrophischer bzw. hypertrophischer Muschelausbildung die Turbulenz bei der Einatmung ebenfalls früher als bei der Ausatmung ein, hierbei liegen die Werte bei der Einatmung über denen der Ausatmung. Bei der Stups- und Hakennase sowie der Nase mit erweitertem unteren Anteil liegen dagegen die Turbulenzwerte der Ausatmung im Bereich höherer Volumenströmung unwesentlich über den Werten der Einatmung.

Bei allen untersuchten Nasenformen werden im Meßpunkt b6, d. h. im Bereich der niedrigsten Gleichströmungsgeschwindigkeiten, auch die niedrigsten Turbulenzwerte der gesamten Meßebene b erreicht. Nahezu gleiche und relativ hohe Turbulenzwerte bei Ein- und Ausatmung zeigt im Meßpunkt b6 lediglich die Stupsnase, die in diesem Bereich - zumindest bei der Ausatmung - auch relativ hohe Gleichströmungsgeschwindigkeiten aufweist.

Der bei allen untersuchten Nasenformen im oberen und mittleren Bereich der Meßebene b zu beobachtende frühere Turbulenzeinsatz bei der Einatmung sowie die hierbei erreichten deutlich höheren Turbulenzwerte lassen sich folgendermaßen erklären:

Die Einatemungsluft erfährt nach Passieren der Meßebene a infolge der großen und plötzlichen eintretenden Querschnittszunahme eine beträchtliche Gleichströmungsverlangsamung, bei der ein wesentlicher Teil der Strömungsenergie in Schwankungsgeschwindigkeit, d. h. in Turbulenz umgesetzt wird. Auch die Ausatemungsluft erfährt nach Passieren der Meßebene c infolge einer Querschnittszunahme eine Gleichströmungsverlangsamung, doch ist diese Querschnittserweiterung nicht so groß wie im erstgenannten Fall und zudem tritt sie viel allmählicher ein.

5.2.2.3 Meßebene c

Wie schon bei der Gleichströmung, so wurde auch hier auf die gesonderte zeichnerische Darstellung der Strömungsmaxima für die Meßpunkte c1 und c2 verzichtet und ein Mittelwert gebildet.

Die Turbulenz setzt bei den untersuchten Nasenformen bei der Einatmung wesentlich früher ein als bei der Ausatmung, und zwar bei 5 bis 7,5 bzw. 15 bis 20 l/min Volumenstrom.

Zur Erklärung des früheren Turbulenzeinsatzes bei der Einatmung und den hierbei erreichten deutlich höheren Werten ist folgendes anzuführen: Nachdem die Einatemungsluft die Meßebene a passiert hat, kommt es zum Auftreten einer turbulenten Strömung, die auch in der Meßebene b vorhanden ist. Vor der Meßebene c kommt es infolge der allmählich eintretenden Querschnittsverengung zu einer Gleichströmungsbeschleunigung mit einem Rückgang der Turbulenzwerte gegenüber der Meßebene b. Im Falle der Ausatemungsphase hat die Luft, die durch ein Gebläse erzeugt wurde, das Nasenmodell durch glatte Zuleitungen turbulenzarm erreicht.

6. Zusammenfassung der Versuchsergebnisse

1. Die 5 untersuchten Nasenformen bieten keine exorbitanten Unterschiede in bezug auf den Strömungsverlauf:

Die vergleichende Betrachtung der Gleichströmungs- und Wechselströmungsprofile sowie der Strömungsmaxima innerhalb der einzelnen Meßebenen a, b und c zeigt eine gewisse - vor Beginn der Messungen in diesem Umfang nicht erwartete - Uniformität der Kurvenverläufe.

Es stellte sich heraus, daß es schwerlich möglich ist, den einzelnen in dieser Arbeit untersuchten Nasenformen ein Strömungsprofil zuzuordnen, das derart charakteristisch ist, daß es geradezu als strömungstechnische Definition dieser Nase dienen könnte. So war es nur möglich, die zuvorgenannten Auffälligkeiten des Strömungsverlaufs und -verhaltens an einzelnen Meßpunkten aufzuzeigen und einander gegenüberzustellen. Diese Beschreibung von Unterschieden wurde bewußt kurz gehalten. Es hätten noch weitere Besonderheiten - beispielsweise die deutliche Ausprägung eines oder zweier Gleichströmungsmaxima insbes. in den tieferen Abschnitten des mittleren und unteren Nasengangs einiger Nasenformen - angeführt werden können, doch entziehen sich diese Besonderheiten nahezu jeder Systematik, und ihre Aufzählung würde nicht zur besseren Charakterisierung der untersuchten Nasenformen führen.

2. Die Strömung verteilt sich mehr oder weniger gleichmäßig über den ganzen zur Verfügung stehenden Strömungsquerschnitt:

Wie bei der von FISCHER untersuchten normalen Nase zeigt sich bei den hier untersuchten Nasenformen, daß die Ein- und Ausatemluft mehr oder weniger gleichmäßig den gesamten zur Verfügung stehenden Flächenquerschnitt ausfüllt. Zwar sind in den einzelnen Abschnitten der untersuchten Nasen zum Teil sogar deutliche Unterschiede in bezug auf die Durchströmung sichtbar, doch kann keineswegs von bestimmten Strömungswegen der Atemluft gesprochen werden. Diese Aussage steht im Gegensatz zu den meisten Untersuchungen früherer Autoren.

Ferner ergab sich, daß auch die tieferen Abschnitte der eigentlichen Nasengänge mit durchströmt werden, was ebenfalls in den Voruntersuchungen nicht zum Ausdruck kommt.

3. Vermehrte Durchströmung der Regio olfactoria in der Inspirationsphase:

Hervorgehoben werden soll die Tatsache, daß bei allen untersuchten Nasenformen im jeweiligen oberen Anteil, d.h. im Bereich der Regio olfactoria, bei der Einatmung höhere Gleichströmungsgeschwindigkeiten als bei der Ausatmung erzielt werden. Es kommt zu einer etwas vermehrten Durchströmung der Regio olfactoria während der sinnesphysiologisch wichtigeren Inspirationsphase.

4. Das Auftreten turbulenter Strömung:

Wie bereits dargelegt wurde, kommt es bei der Inspiration nach Passieren des Limen nasi schon im Bereich niedriger Volumenströme zum Auftreten turbulenter Strömung und damit zu einer Durchmischung der Einatemungsluft. Dadurch werden vermutlich alle physiologischen Funktionen der menschlichen Nase begünstigt.

In der Meßebene b, d.h. im physiologisch interessantesten Nasenschnitt, kommt es während der Einatemungsphase zwischen 5 und 10 l / min Volumenstrom zum Turbulenzeinsatz. Zudem werden in der Inspirationsphase generell höhere Turbulenzwerte erreicht.

FISCHER (6) fand bei der normalen menschlichen Nase ähnliche Verhältnisse. FISCHER (7) konnte bereits zeigen, daß sich die turbulente Strömung günstig auf die Erwärmung der Einatemungsluft auswirkt.

Im jeweiligen oberen Anteil der untersuchten fünf Nasenformen fällt bei der Einatmung - neben den schon weiter oben erwähnten höheren Gleichströmungsgeschwindigkeiten - ein früherer Turbulenzeinsatz und ein Überwiegen der Turbulenzwerte gegenüber der Ausatmung auf. Durch diese Tatsache ist gewährleistet, daß die Regio olfactoria bereits bei niedrigen Volumenströmen von gut durchmischter Luft erreicht wird und entsprechende Reize registrieren kann.

Aufsicht auf die Nasenmodelle:

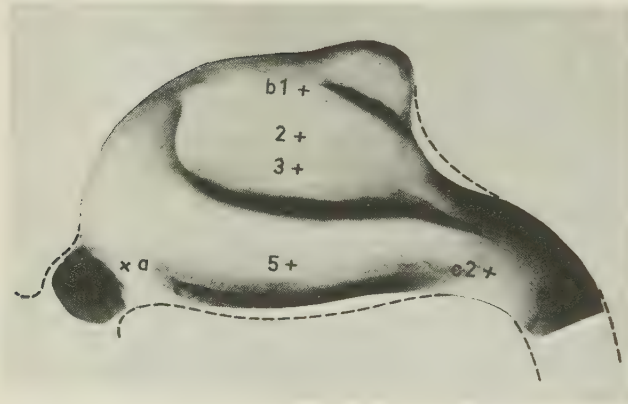


Abb. 1 a Atrophische Muscheln

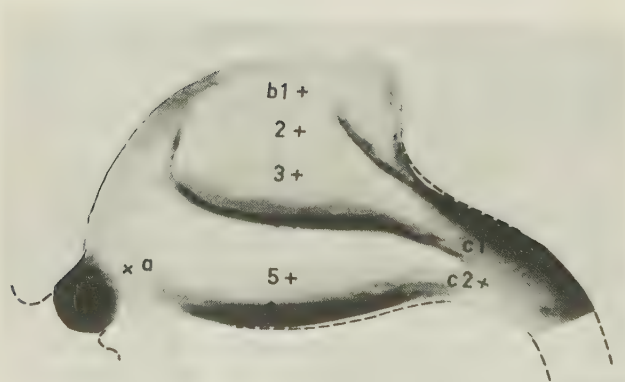


Abb. 2 a Hypertrophische Muscheln

Aufsicht auf die Nasenmodelle:

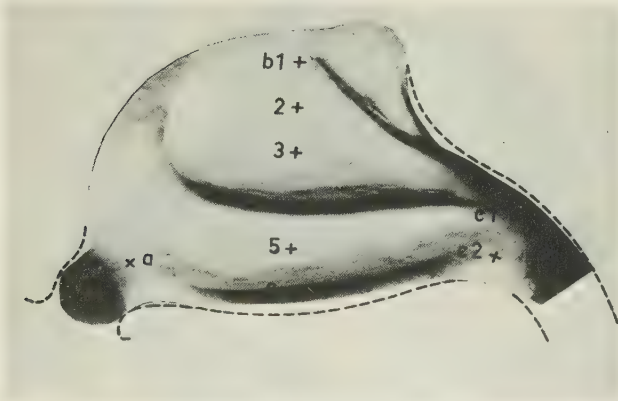


Abb. 3 a Erweiterter unterer Nasenteil

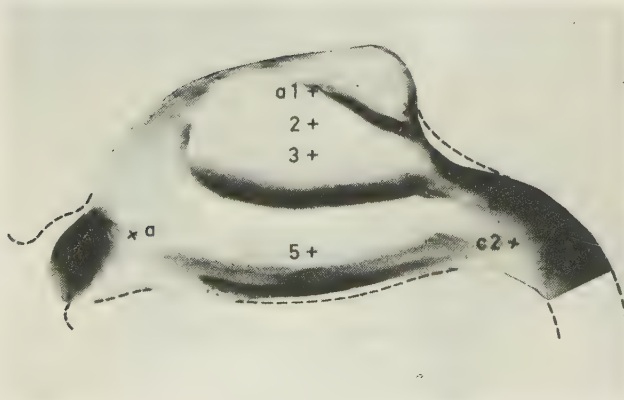


Abb. 4 a Stupsnase

Aufsicht auf die Nasenmodelle:

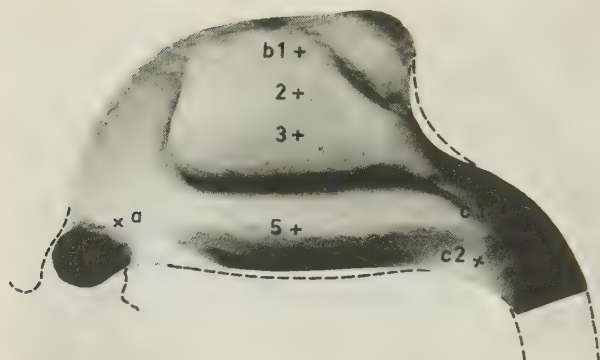


Abb. 5 a Hakennase

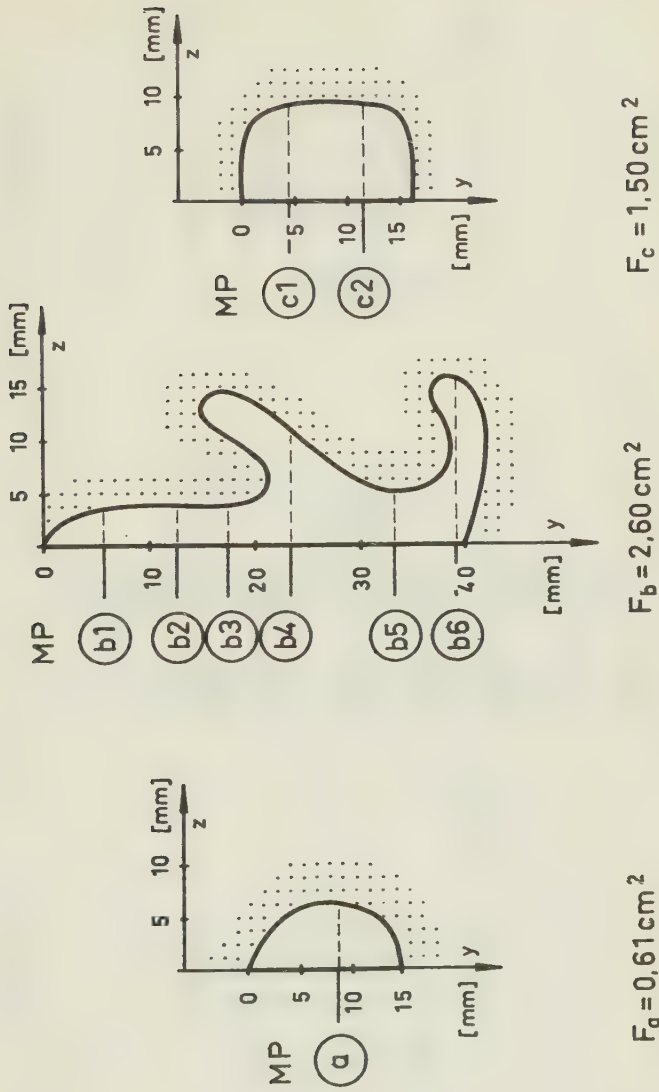


Abb. 1 b : Strömungsquerschnitte a, b und c : atrophische Muscheln

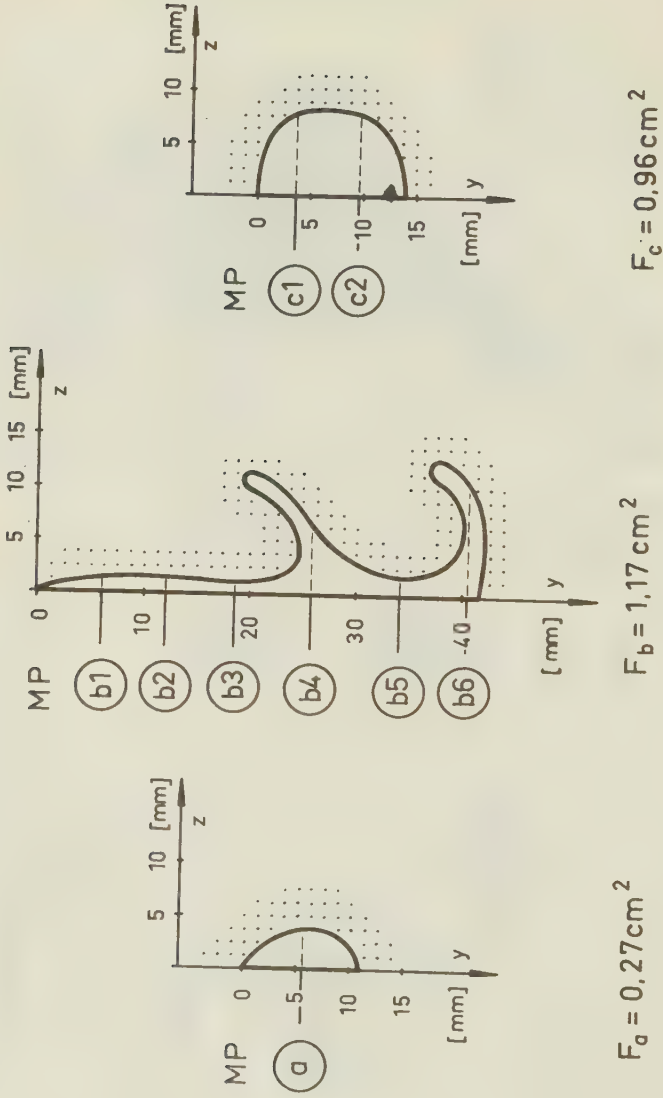


Abb. 2 b : Strömungsquerschnitte a, b und c : hypertrophische Muscheln

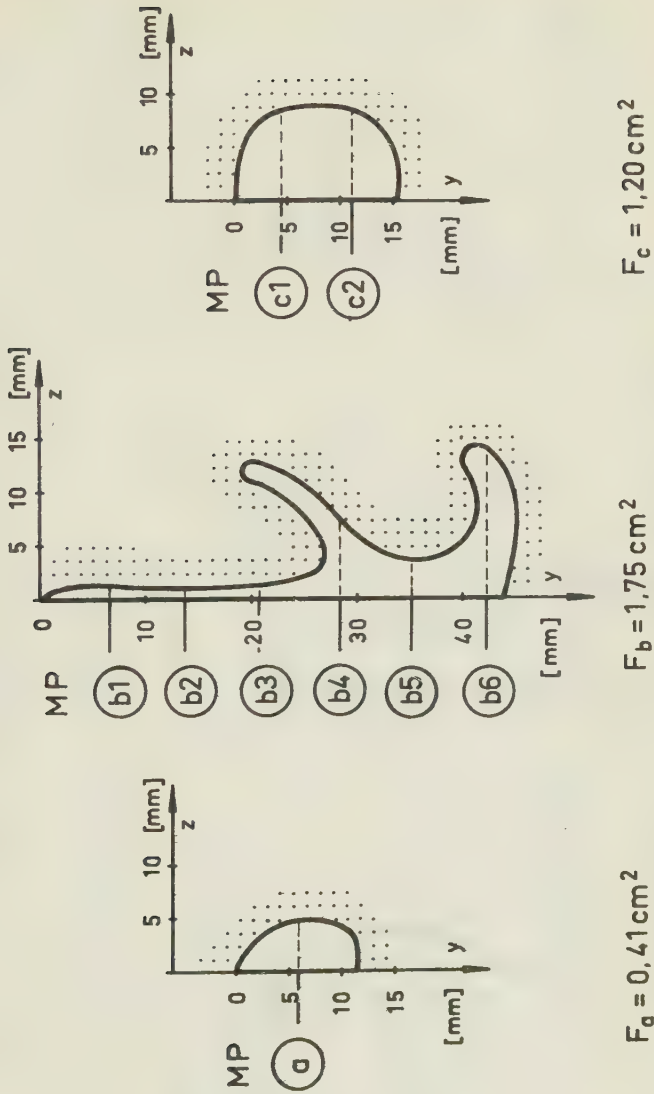


Abb. 3 b : Strömungsquerschnitte a, b und c : erweiterter unterer Nasenteil

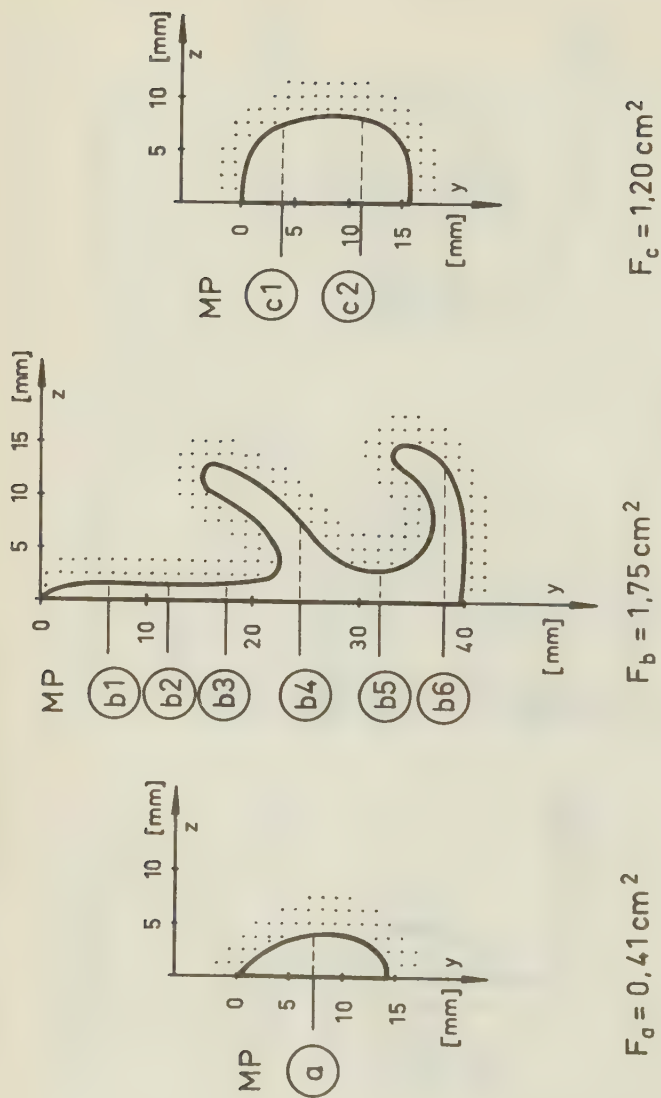


Abb. 4 b ; Strömungsquerschnitte a, b und c ; Stupsnase

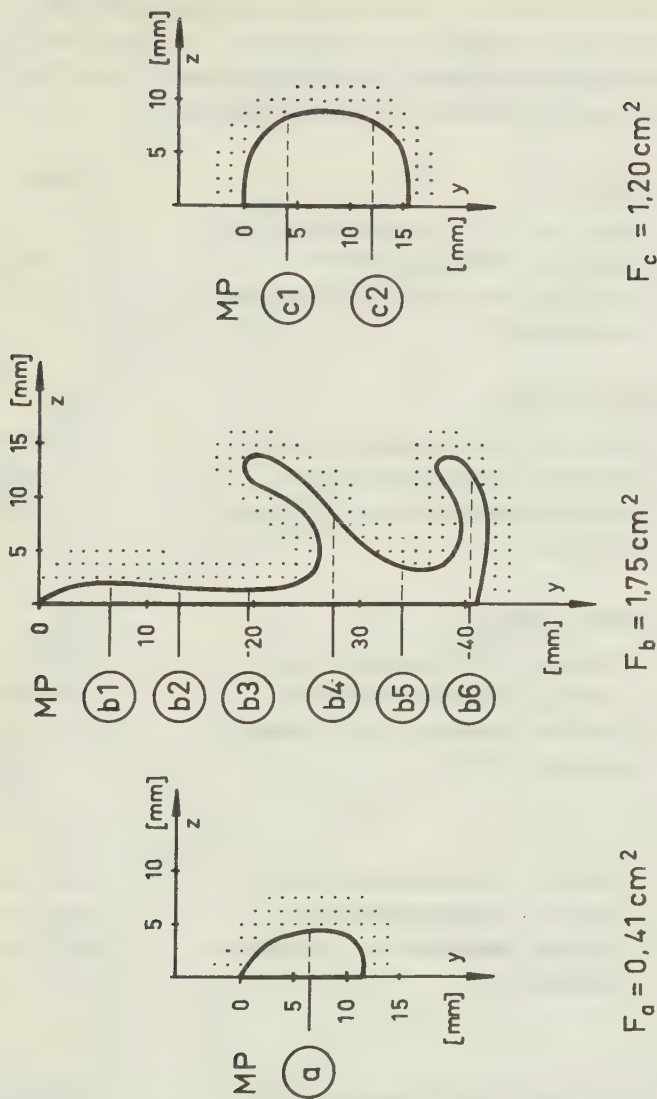


Abb. 5 b : Strömungsquerschnitte a, b und c : Hakennase

Die folgenden Abbildungen zeigen die Strömungsprofile der einzelnen Nasenhalbmodelle. Getrennt nach Ein- und Ausatmung wurde bei verschiedenen Volumenströmen über dem jeweiligen Strömungsquerschnitt a, b bzw. c die Gleichströmungsgeschwindigkeit und - Schraffiert - die Wechselströmungsgeschwindigkeit in m/sec aufgetragen. z gibt die Entfernung des einzelnen Meßpunktes vom Nasenseptum aus an.

Atrophische Muscheln:

Seite

Abb. 6 - 7	Limen nasi = Strömungsquerschnitt a	41 - 42
Abb. 8 - 9	Choane = Strömungsquerschnitt c	43 - 44
Abb. 10 - 13	Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	45 - 48

Hypertrophische Muscheln:

Abb. 14 - 15	Limen nasi = Strömungsquerschnitt a	49 - 50
Abb. 16 - 17	Choane = Strömungsquerschnitt c	51 - 52
Abb. 18 - 21	Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	53 - 56

Erweiterter unterer Nasenteil:

Abb. 22 - 23	Limen nasi = Strömungsquerschnitt a	57 - 58
Abb. 24 - 25	Choane = Strömungsquerschnitt c	59 - 60
Abb. 26 - 29	Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	61 - 64

Stupenase:

Abb. 30 - 31	Limen nasi = Strömungsquerschnitt a	65 - 66
Abb. 32 - 33	Choane = Strömungsquerschnitt c	67 - 68
Abb. 34 - 37	Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	69 - 72

Hakennase:

Abb. 38 - 39	Limen nasi = Strömungsquerschnitt a	73 - 74
Abb. 40 - 41	Choane = Strömungsquerschnitt c	75 - 76
Abb. 42 - 45	Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	77 - 80

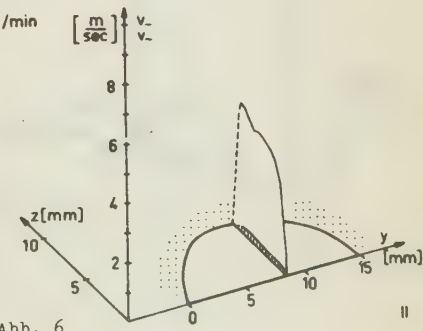
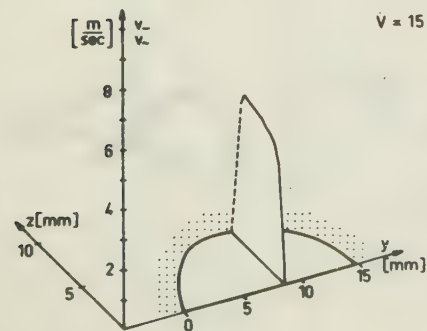
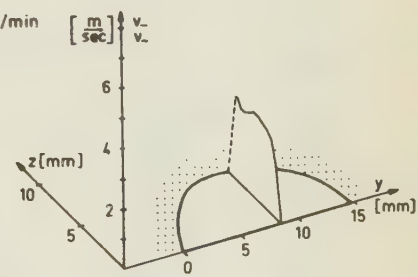
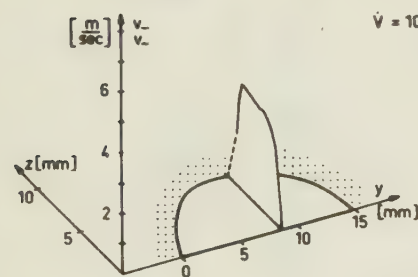
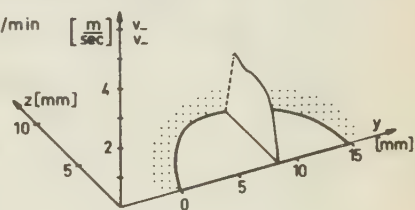
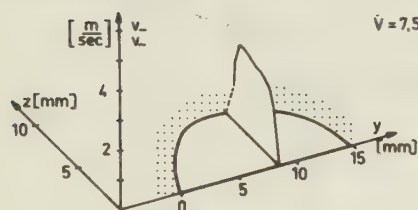
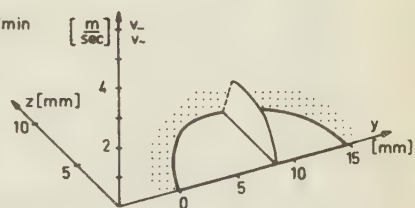
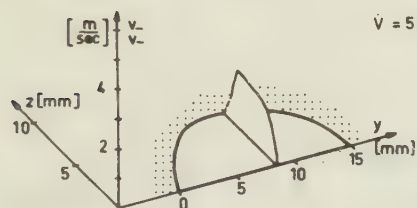
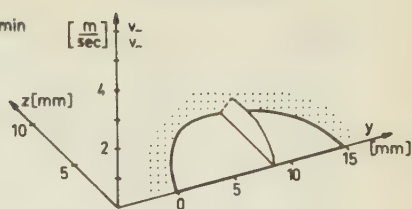
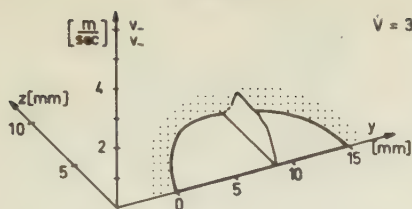


Abb. 6

EINATMUNG

AUSATMUNG

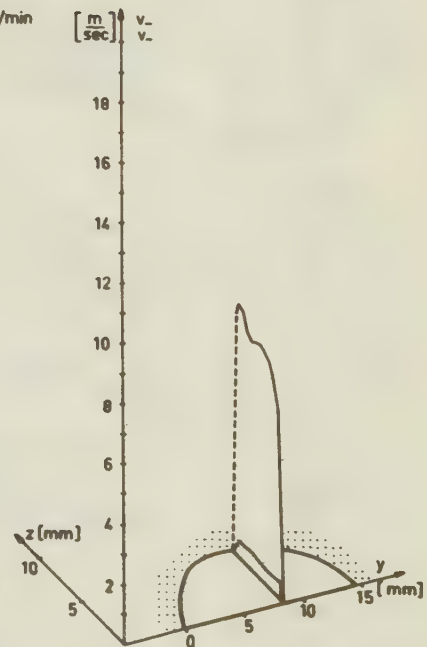
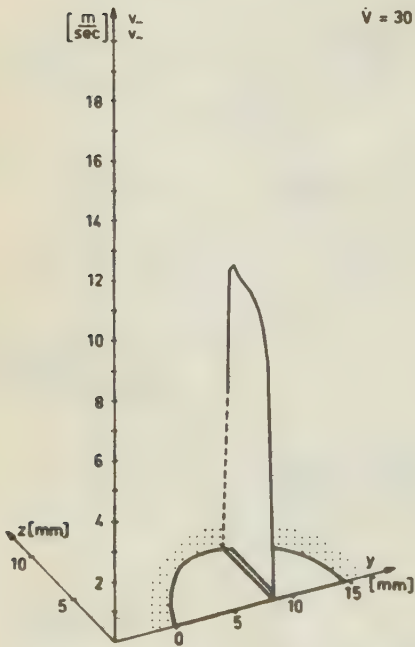
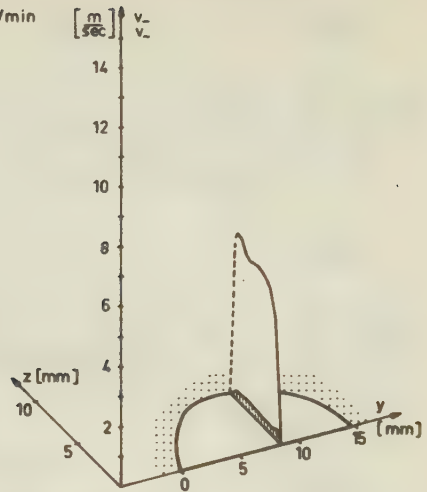
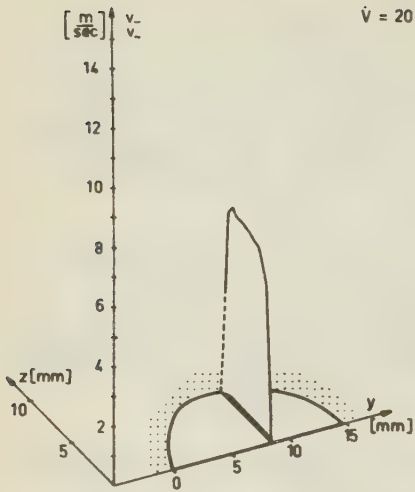


Abb. 7

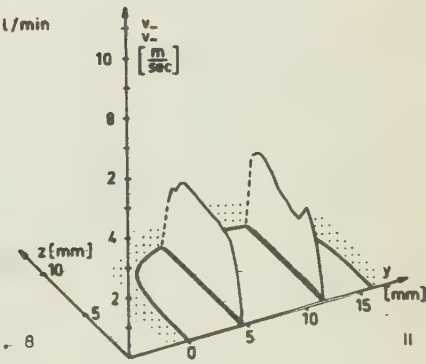
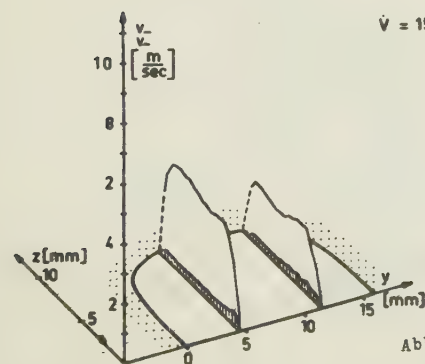
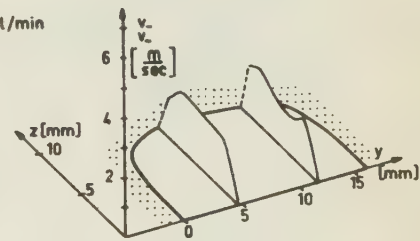
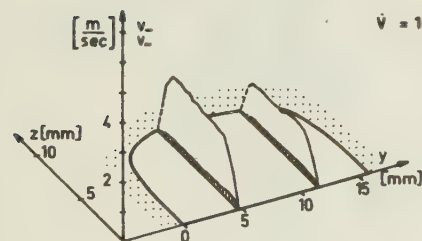
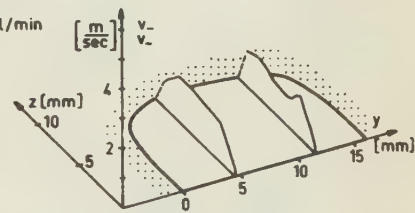
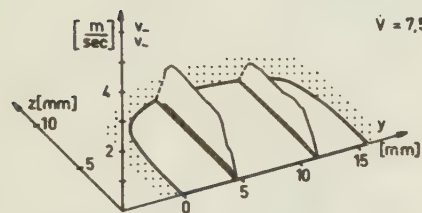
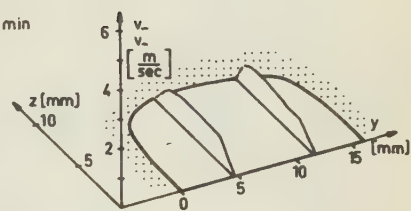
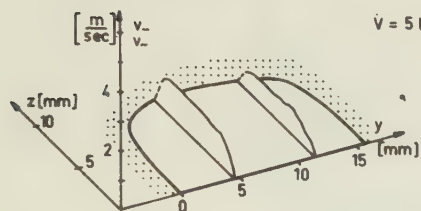
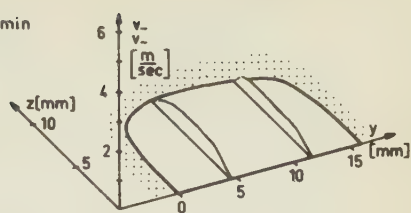
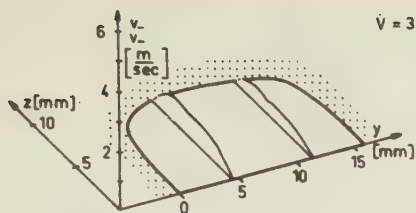
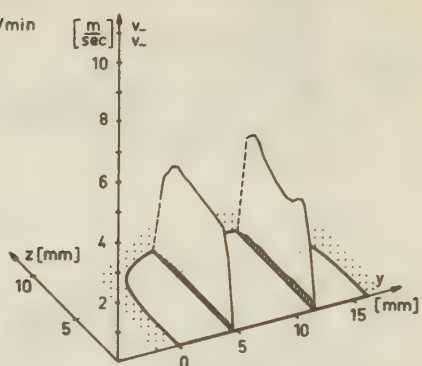
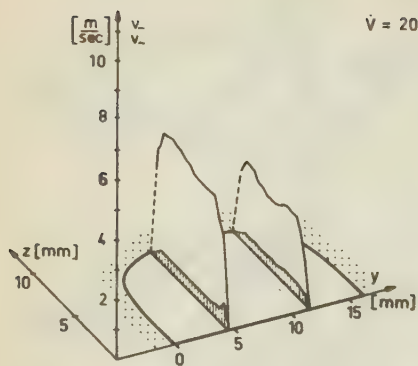


Abb. 8

EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

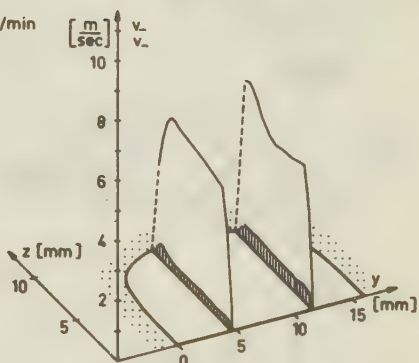
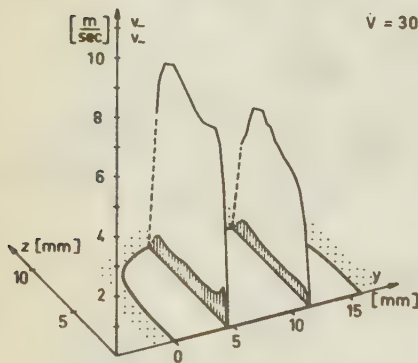
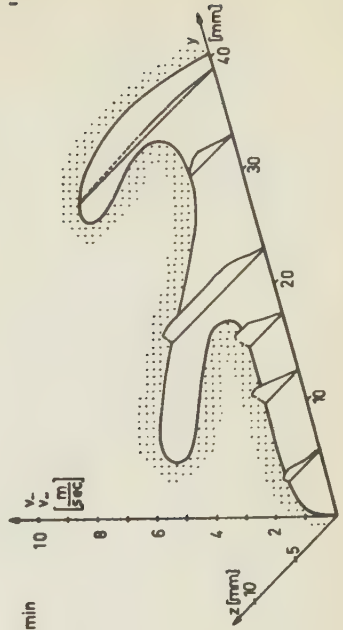
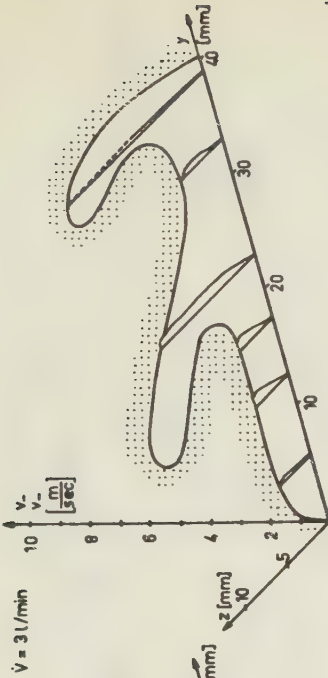


Abb. 9

AUSATMUNG



EINATMUNG

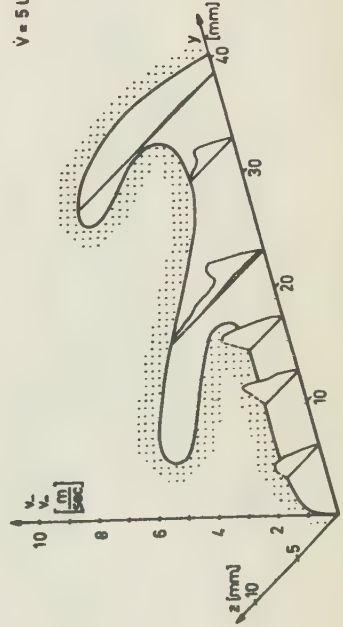
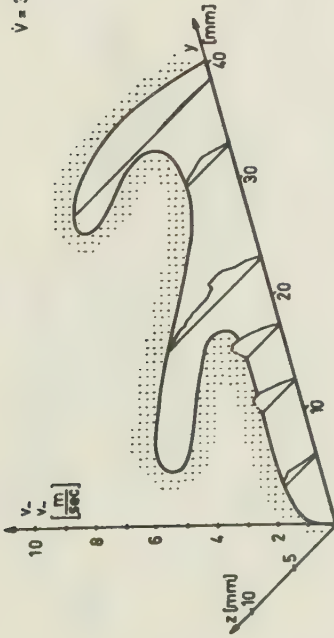


Abb. 10

EINATMUNG

AUSATMUNG

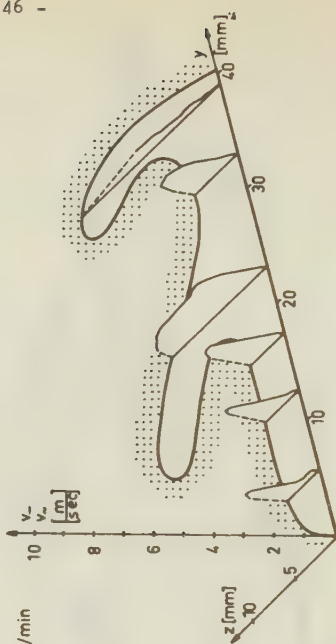
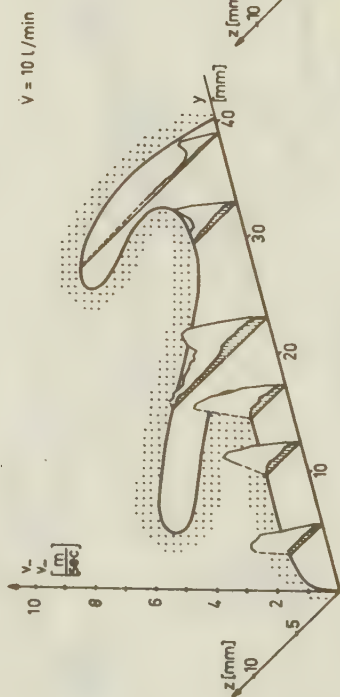
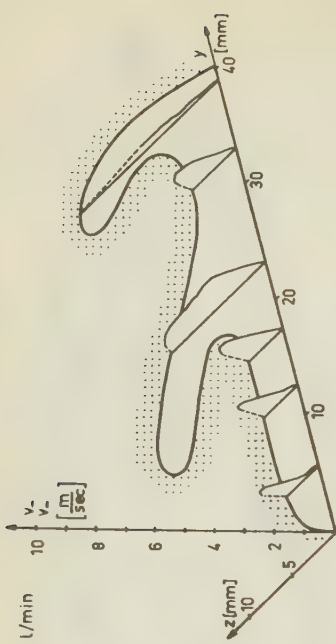
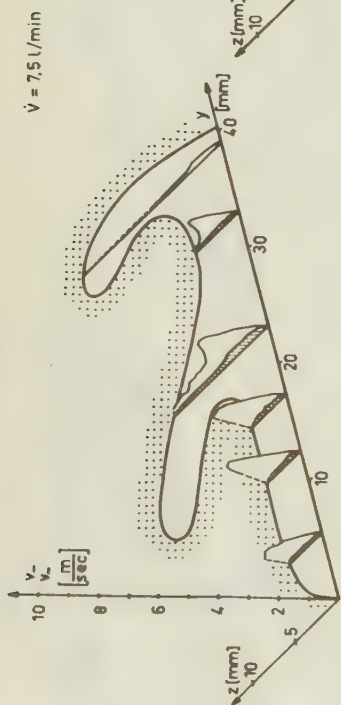


Abb. 11

EINATMUNG

AUSATMUNG

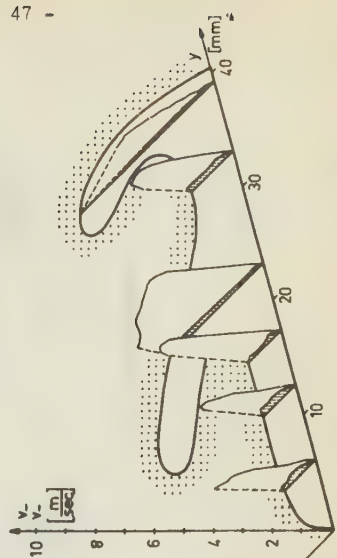
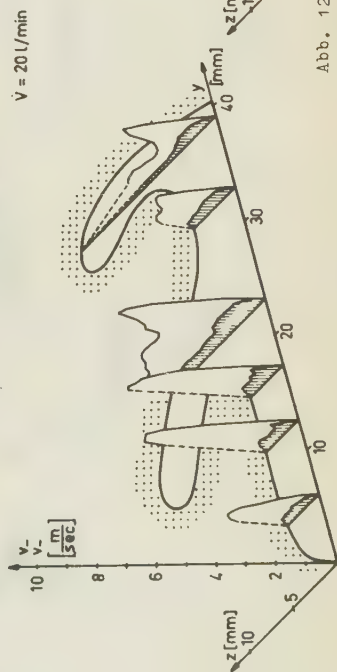
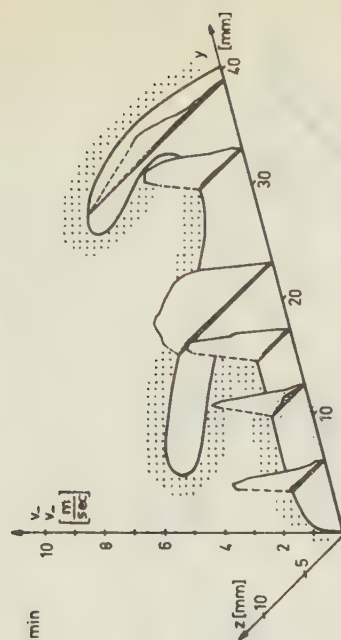
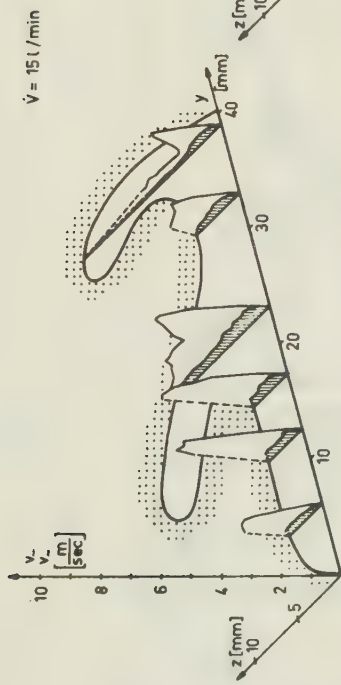
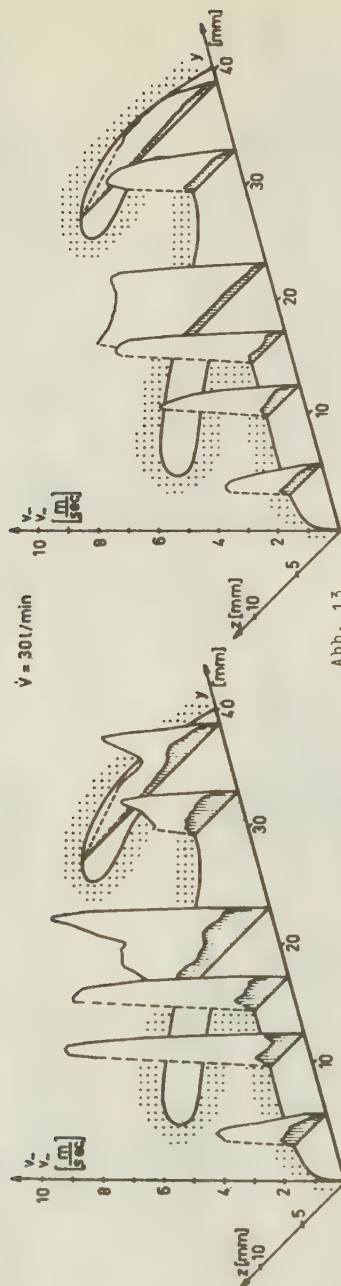


Abb. 12

EINATMUNG

$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$



AUSATMUNG

$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

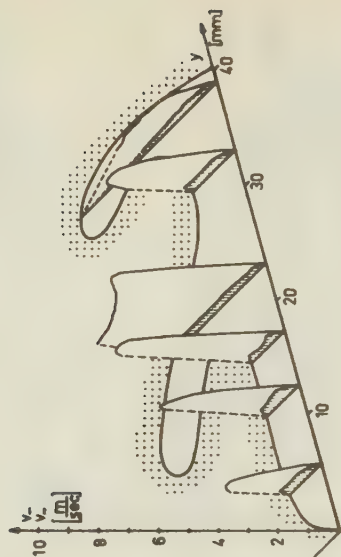


Abb. 13

EINATMUNG

AUSATMUNG

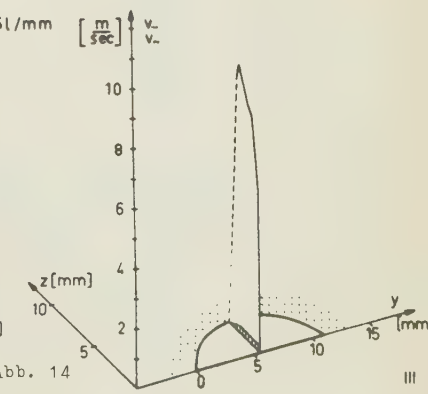
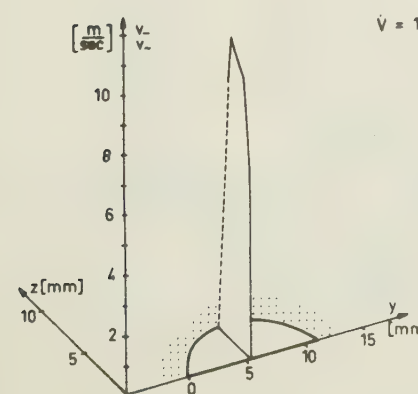
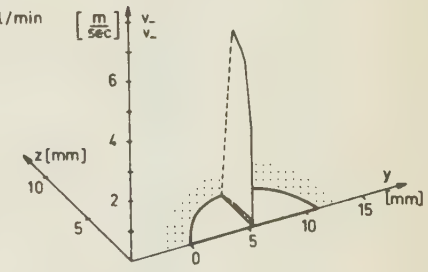
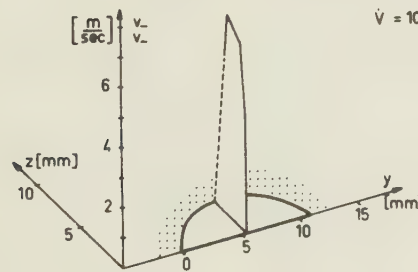
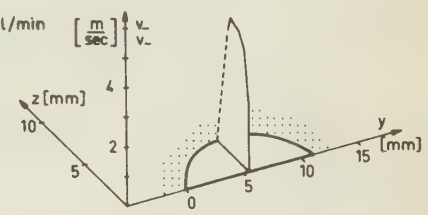
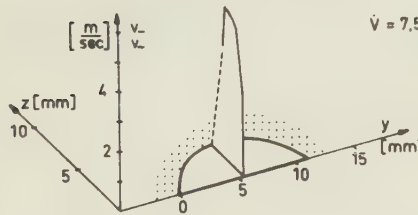
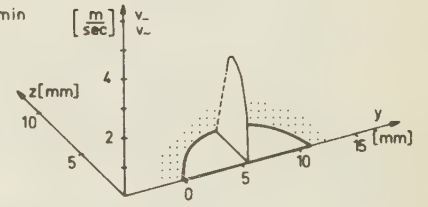
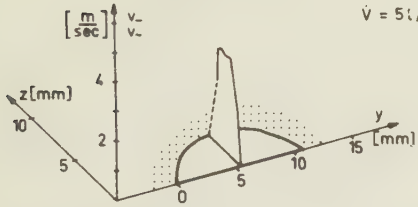
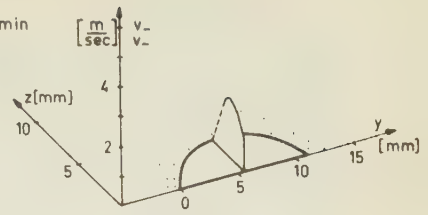
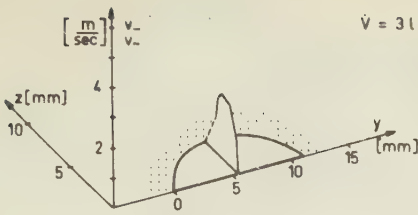
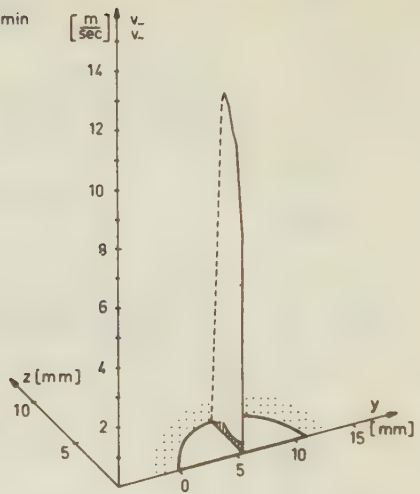
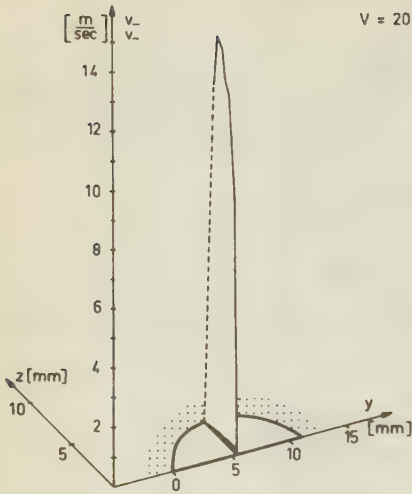


Abb. 14

EINATMUNG

AUSATMUNG

$V = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

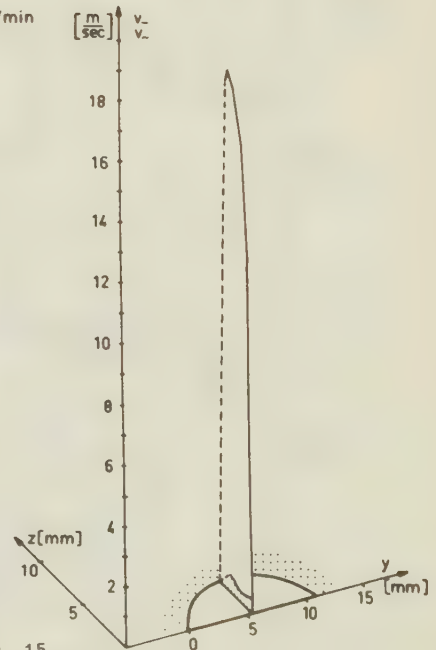
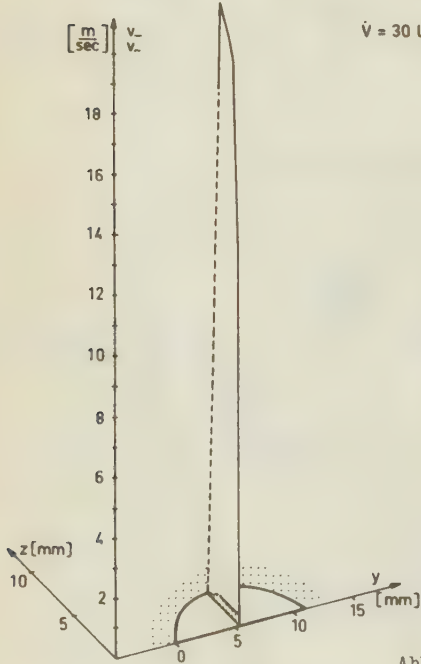
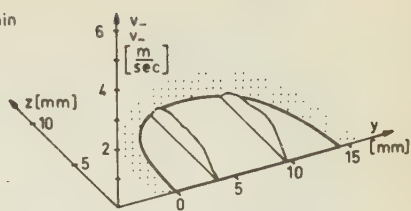
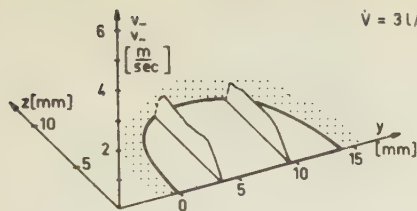


Abb. 15

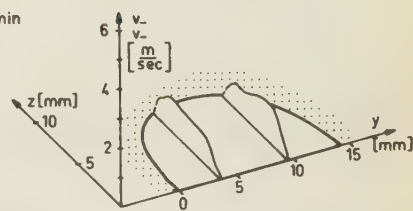
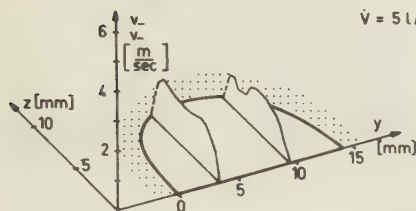
EINATMUNG

AUSATMUNG

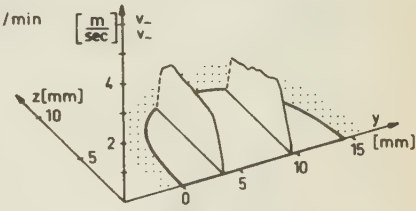
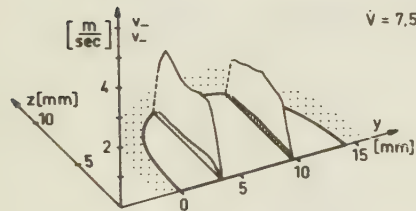
$\dot{V} = 3 \text{ l/min}$



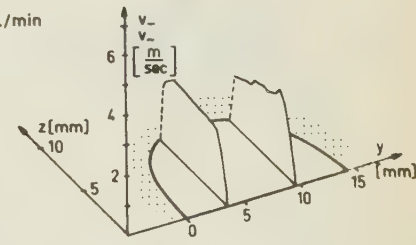
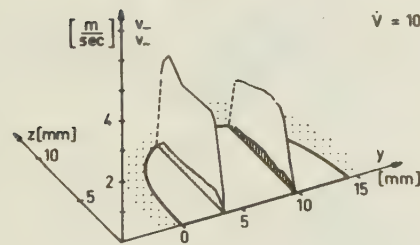
$\dot{V} = 5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 7,5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 10 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 15 \text{ l/min}$

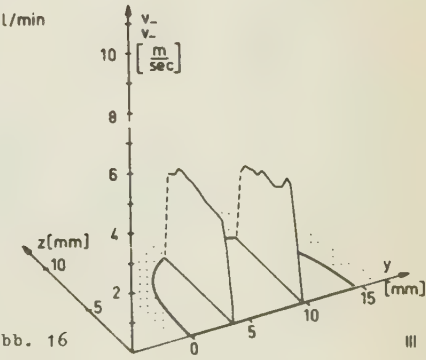
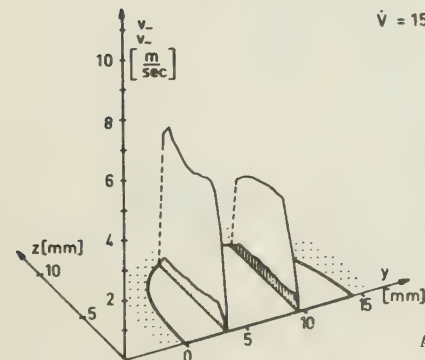


Abb. 16

EINATMUNG

AUSATMUNG

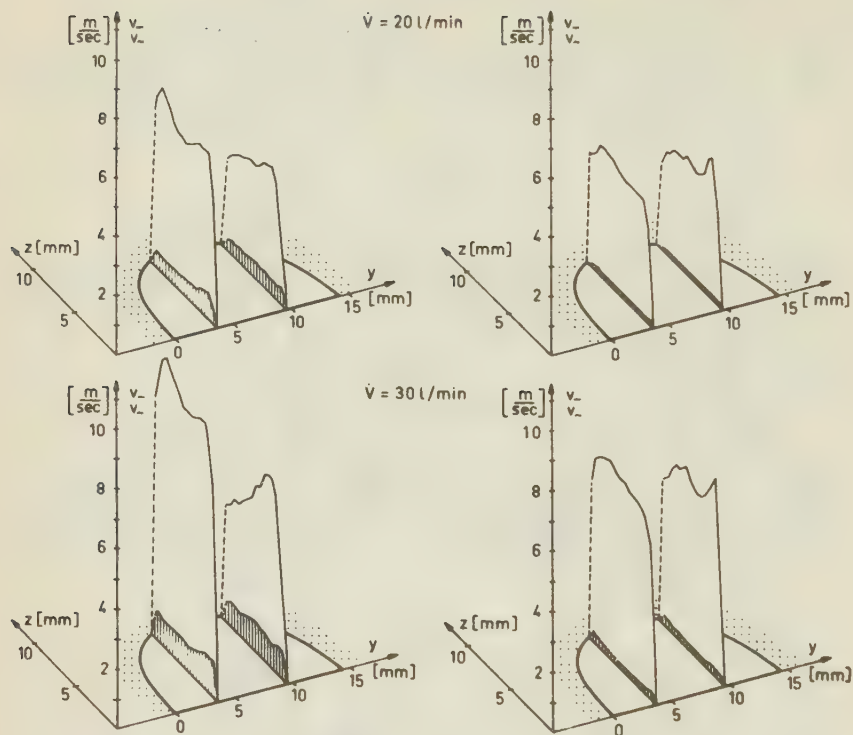
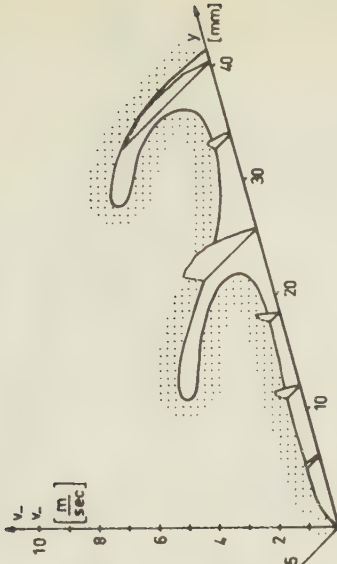


Abb. 17

AUSATMUNG



EINATMUNG

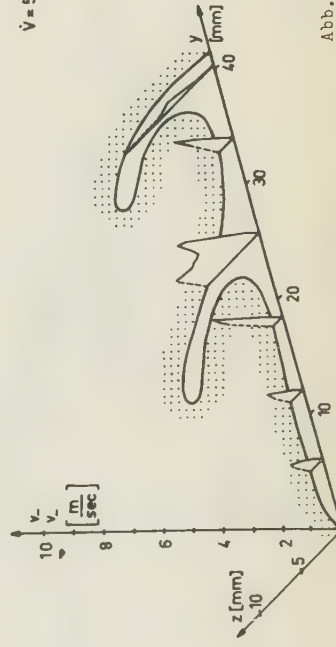
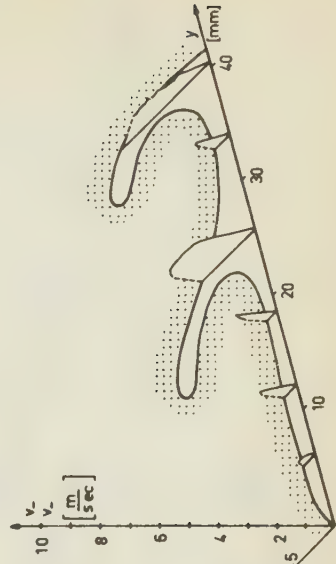
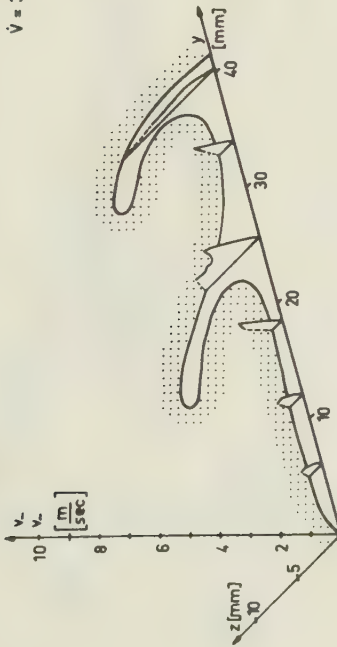


Abb. 18

AUSATMUNG

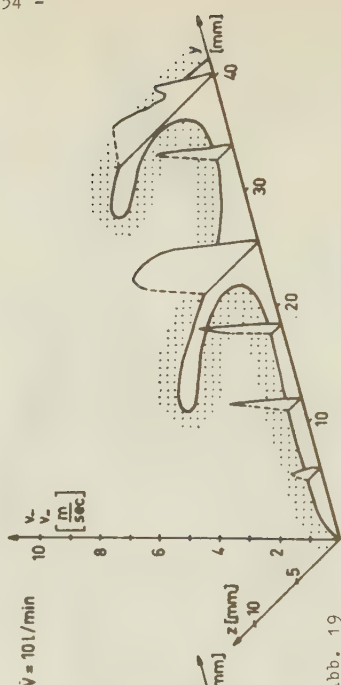
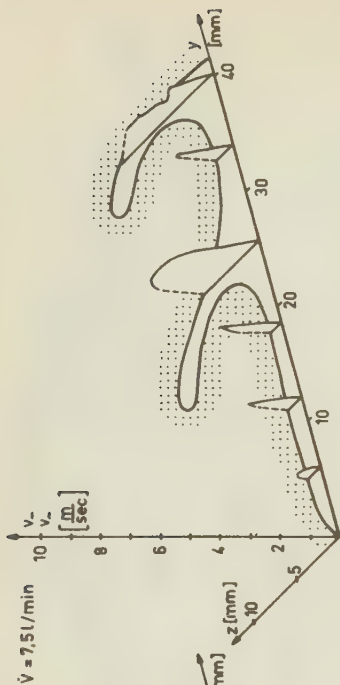
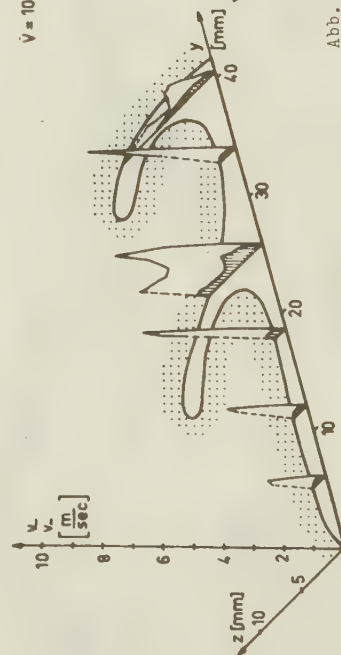
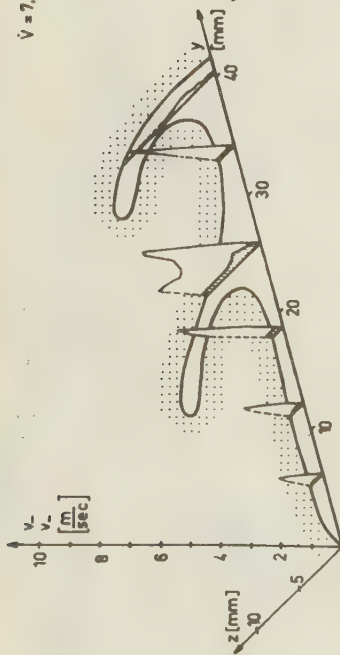


Abb. 19

EINATMUNG



AUSATMUNG

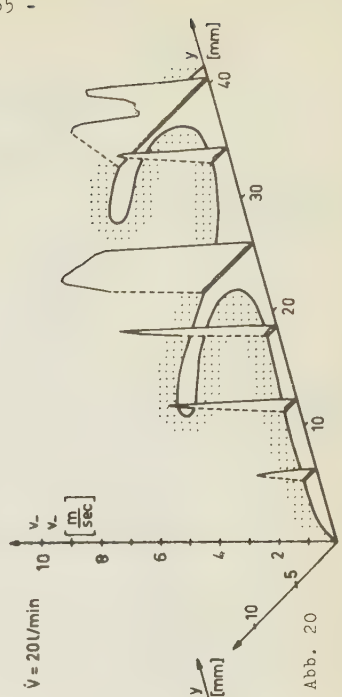
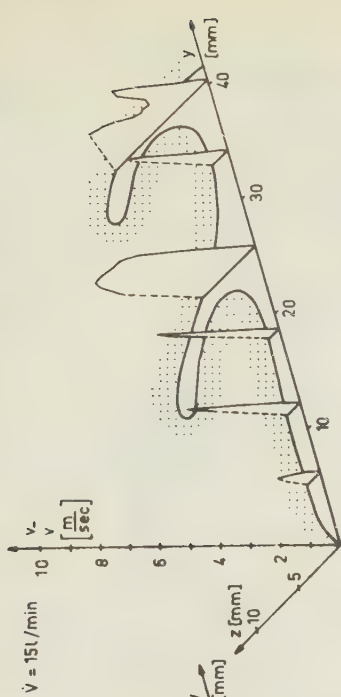
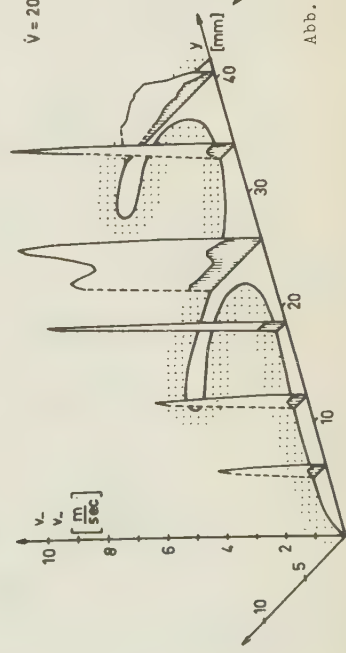
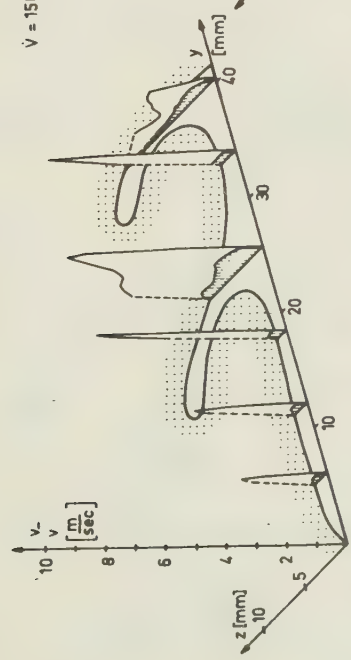
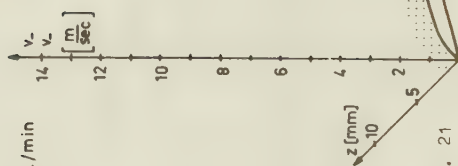


Abb. 20

EINATMUNG



AUSATMUNG



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

EINATMUNG

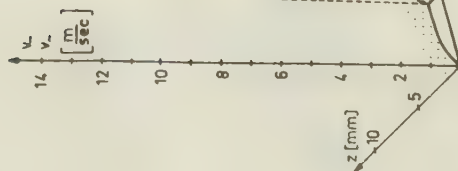


Abb. 21

EINATMUNG

AUSATMUNG

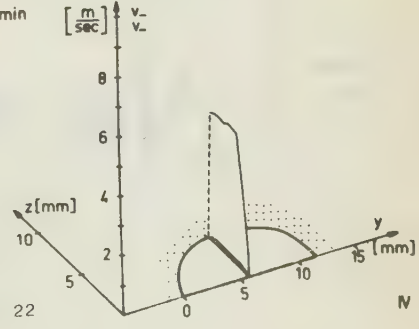
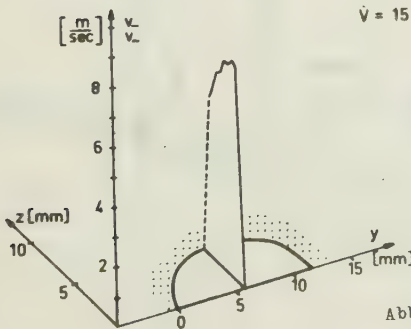
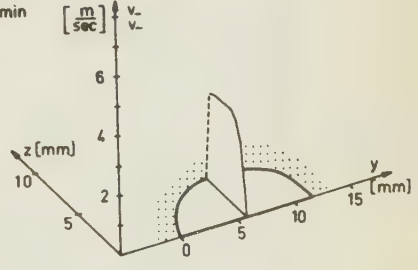
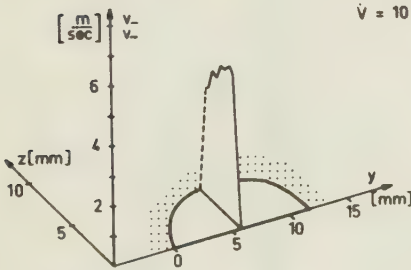
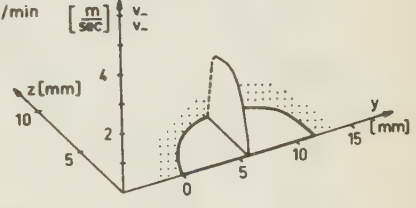
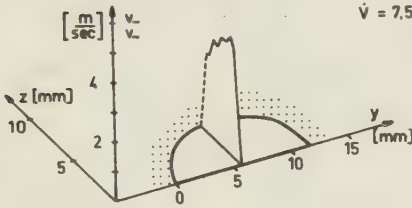
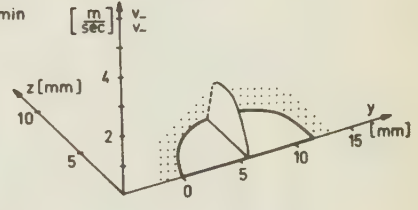
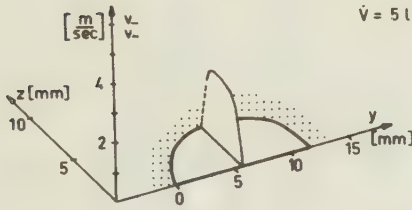
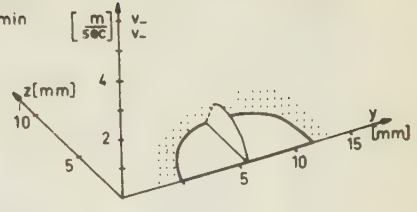
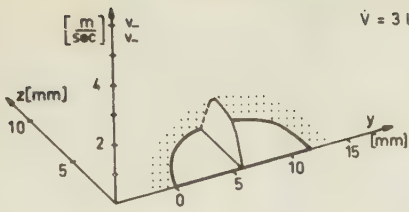
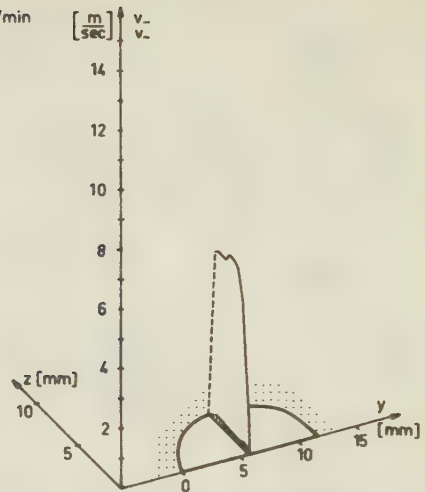
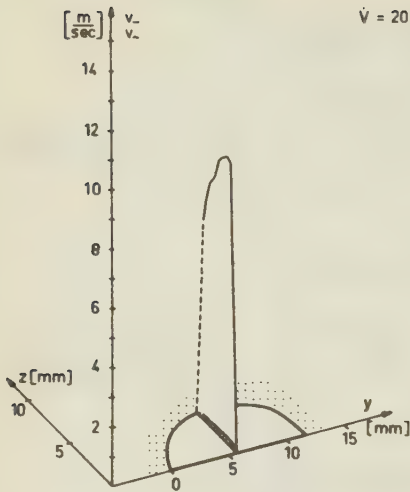


Abb. 22

EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

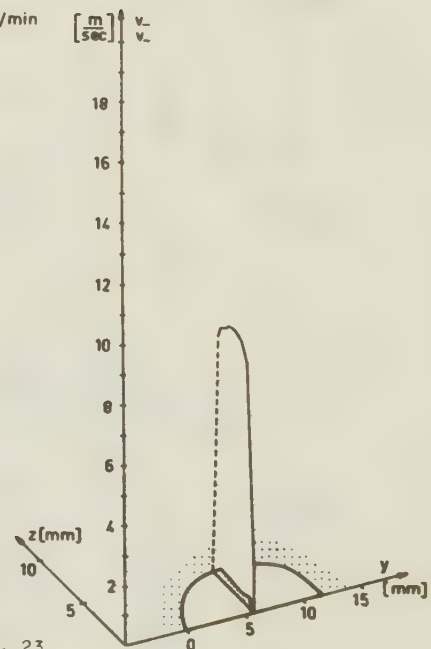
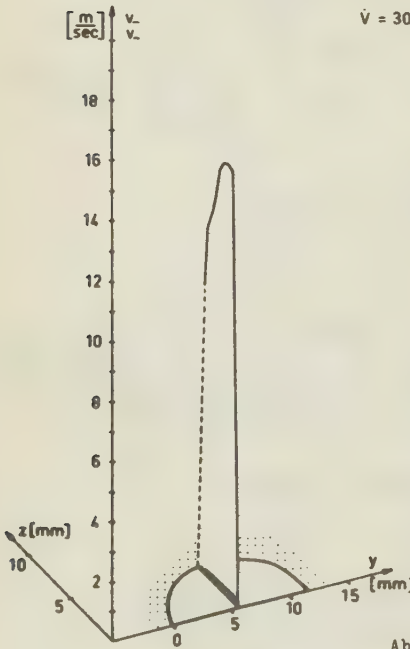


Abb. 23

EINATMUNG

AUSATMUNG

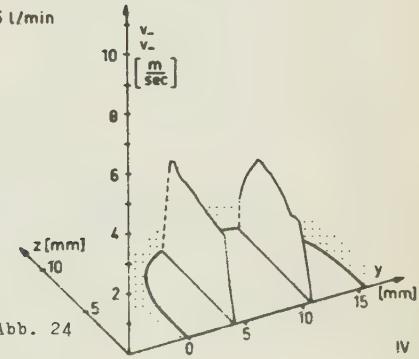
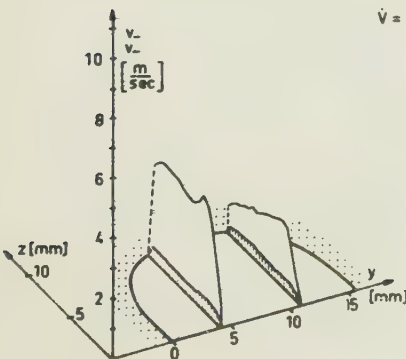
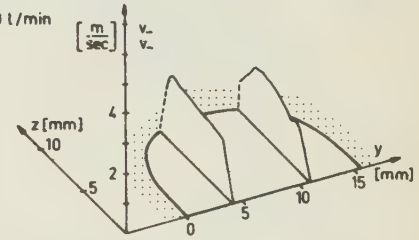
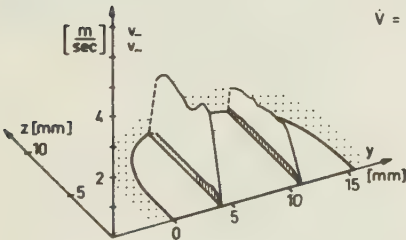
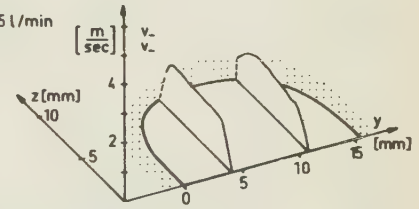
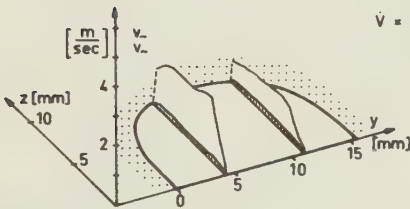
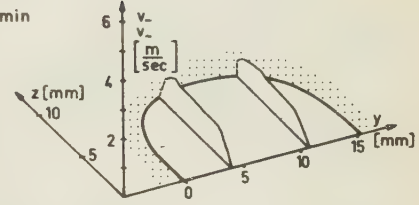
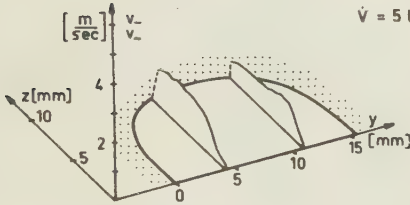
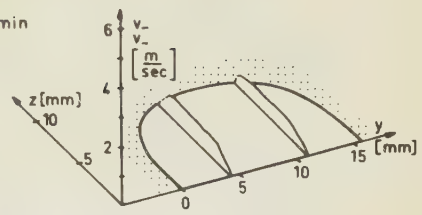
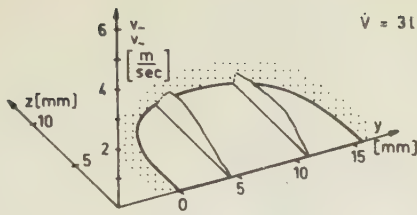
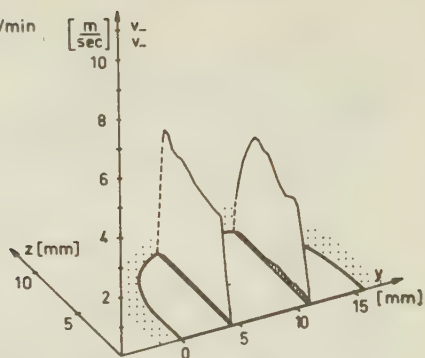
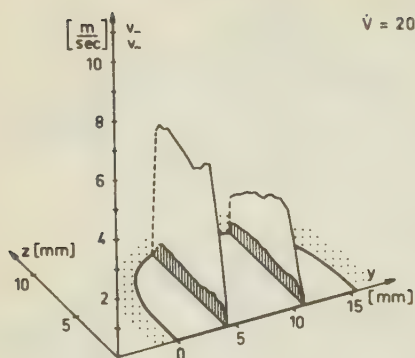


Abb. 24

EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

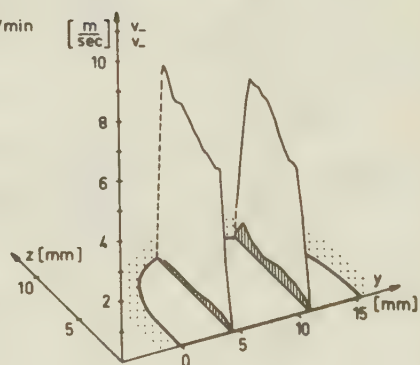
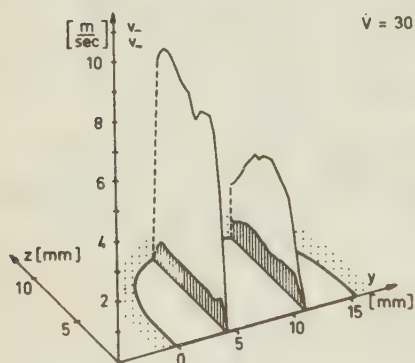


Abb. 25

EINATMUNG

AUSATMUNG

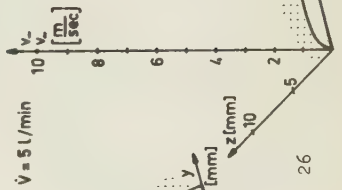
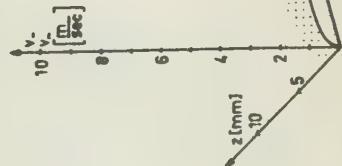
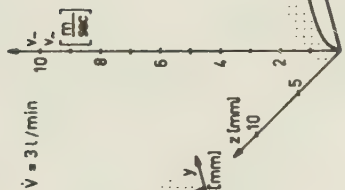
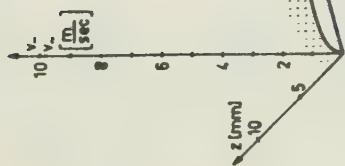
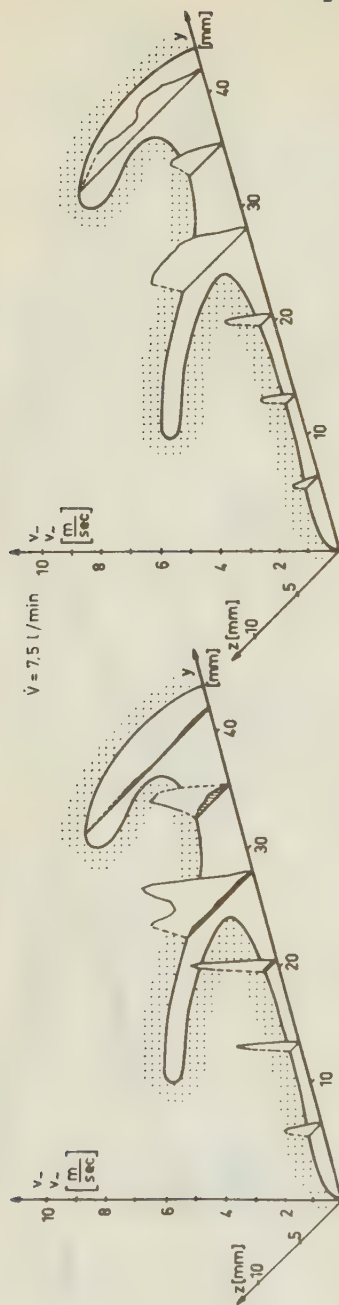


Abb. 26

AUSATMUNG



EINATMUNG

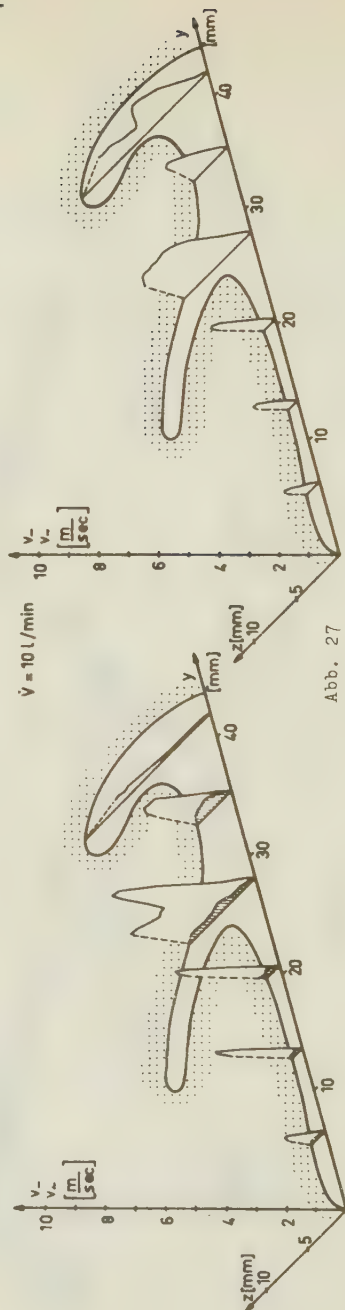
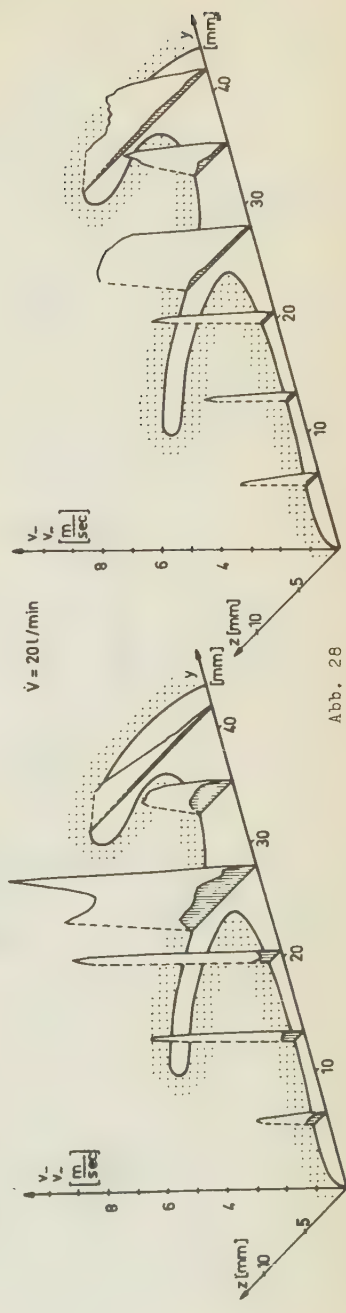
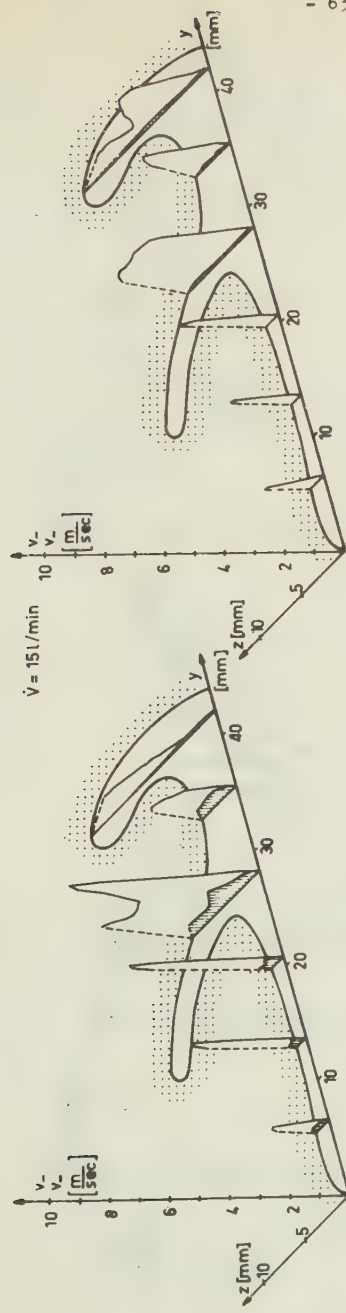


Abb. 27

AUSATMUNG



EINATMUNG

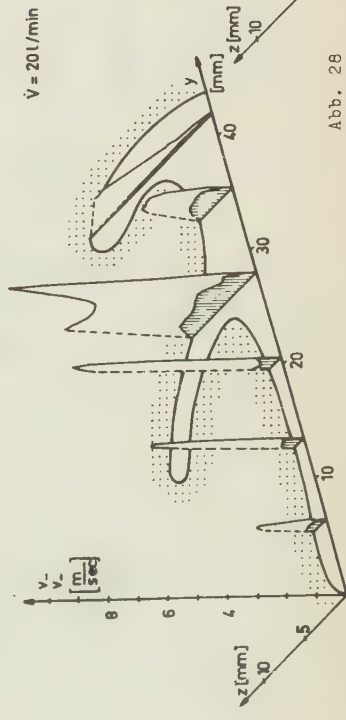
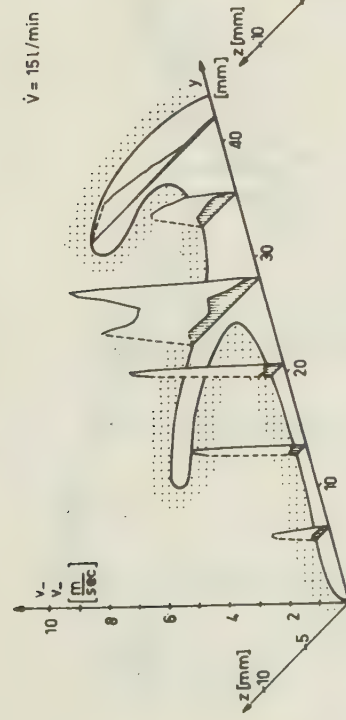


Abb. 28

AUSATMUNG



EINATMUNG

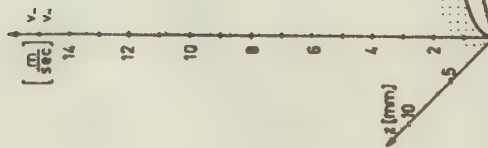
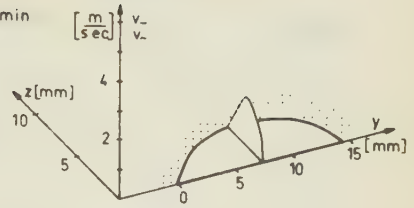
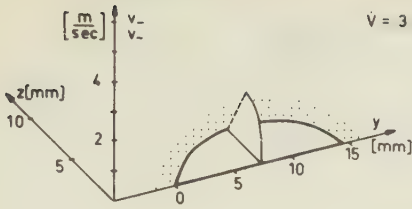


Abb. 29

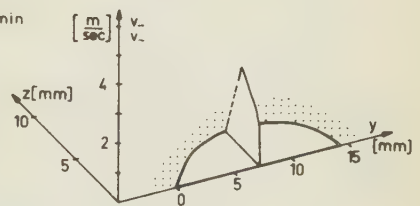
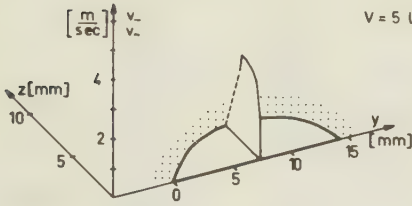
EINATMUNG

AUSATMUNG

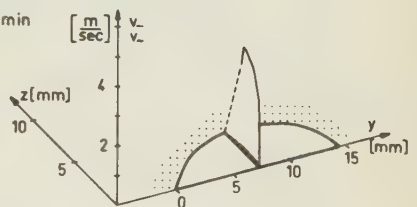
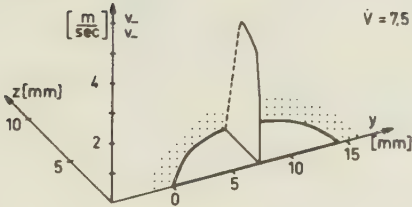
$\dot{V} = 3 \text{ l/min}$



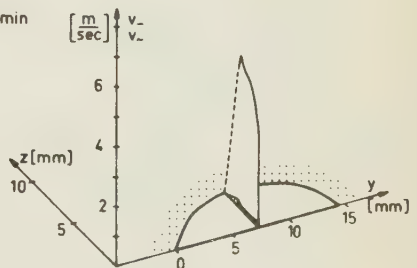
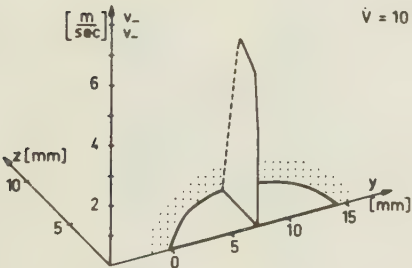
$\dot{V} = 5 \text{ l/min}$



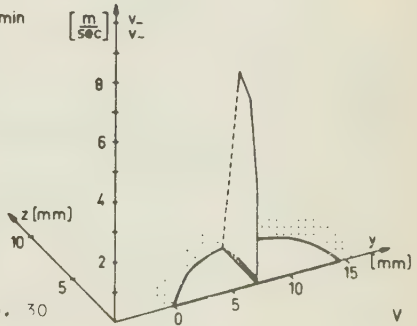
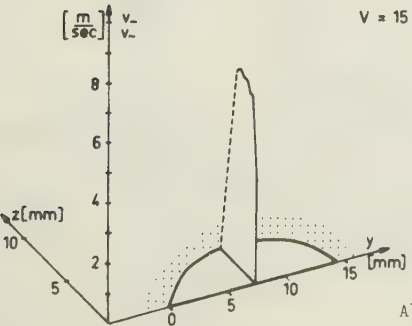
$\dot{V} = 7,5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 10 \text{ l/min}$



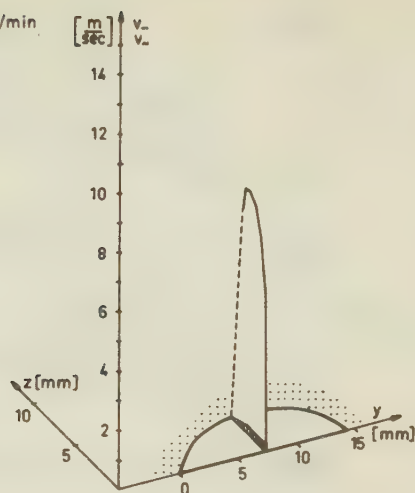
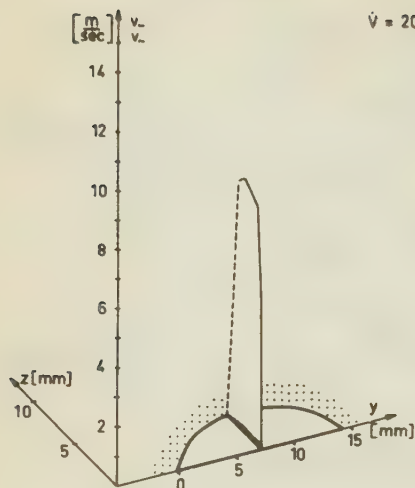
$\dot{V} = 15 \text{ l/min}$



EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

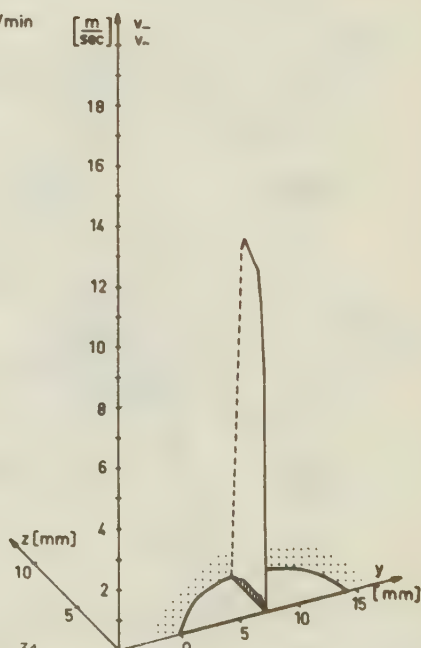
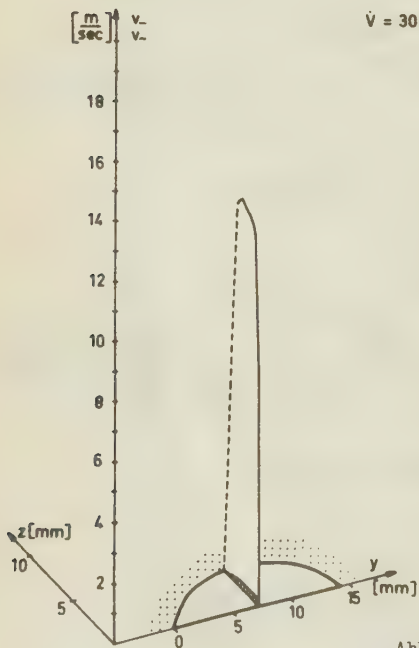
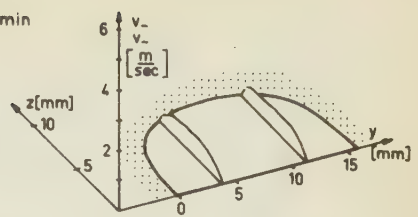
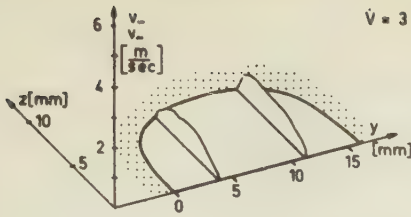


Abb. 31

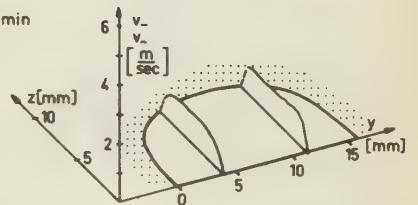
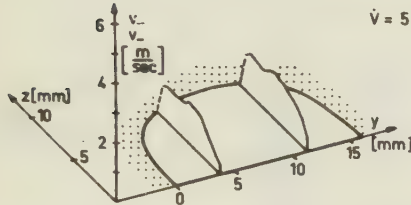
EINATMUNG

AUSATMUNG

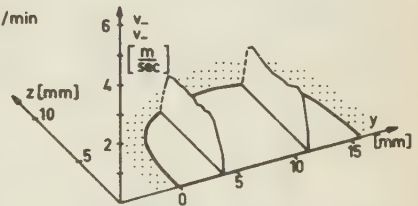
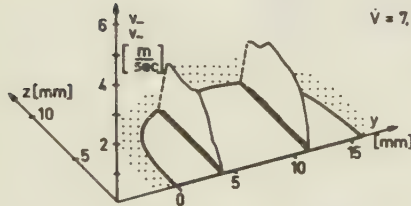
$\dot{V} = 3 \text{ l/min}$



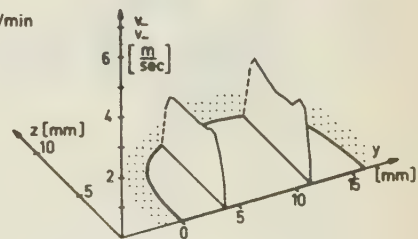
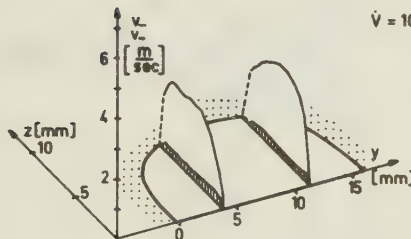
$\dot{V} = 5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 7,5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 10 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 15 \text{ l/min}$

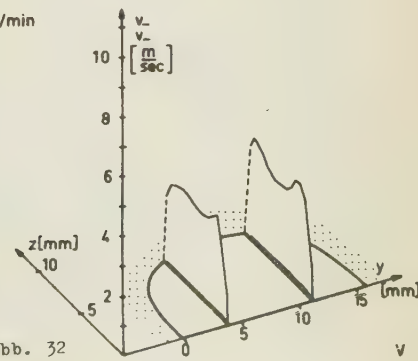
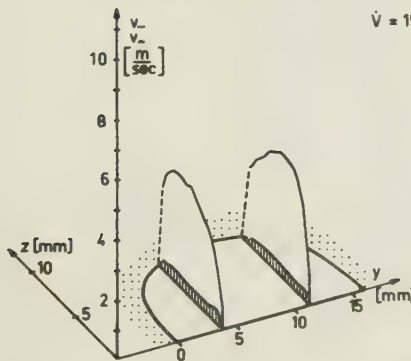


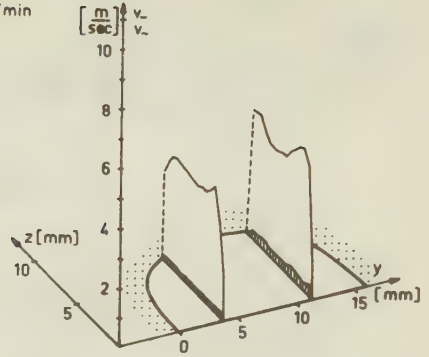
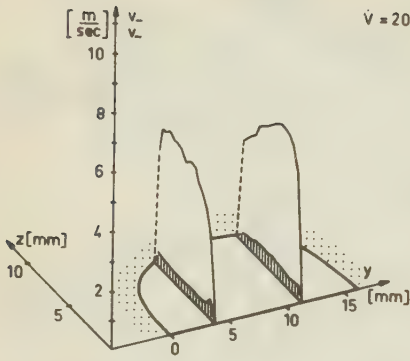
Abb. 32

v

EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

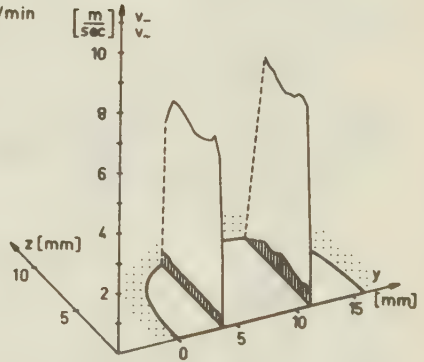
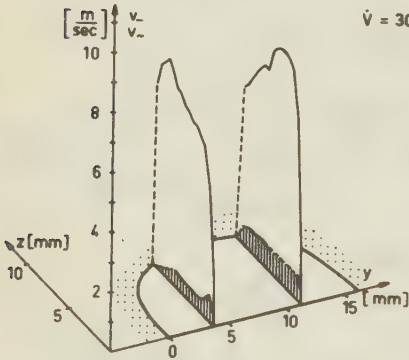
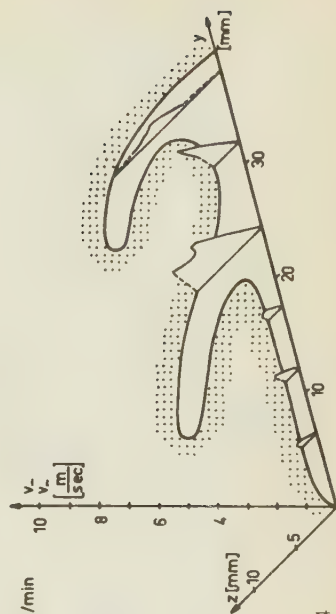
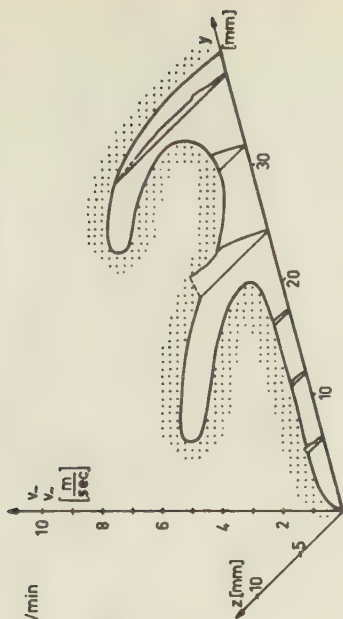


Abb. 33

AUSATMUNG



EINATMUNG

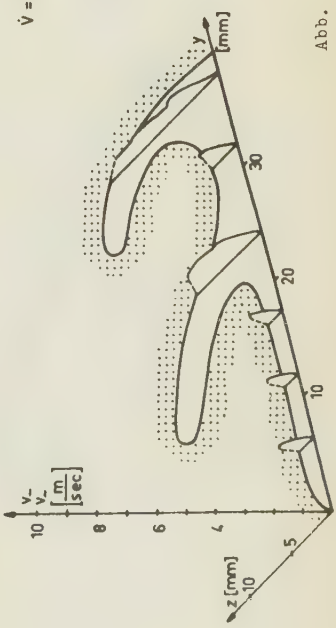
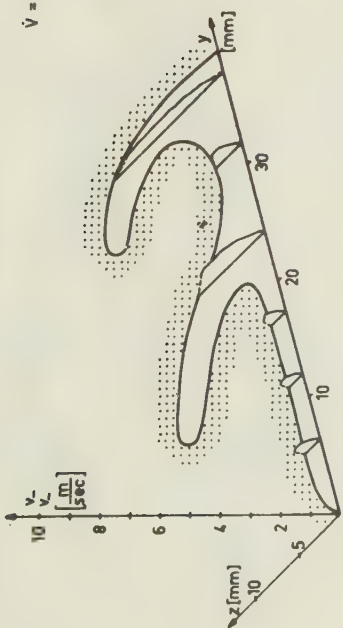
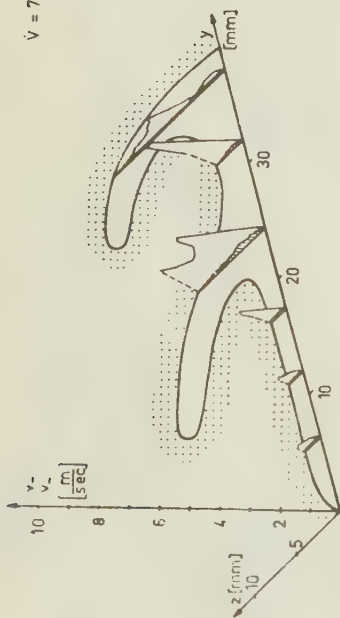
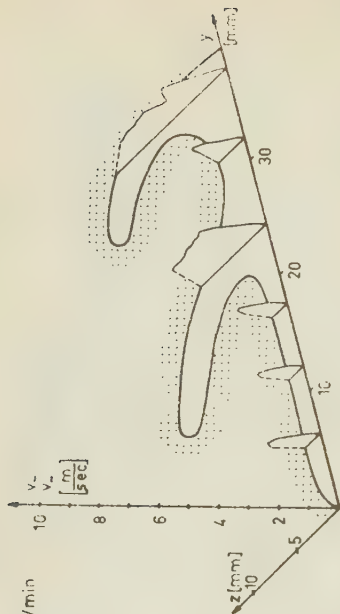


Abb. 34

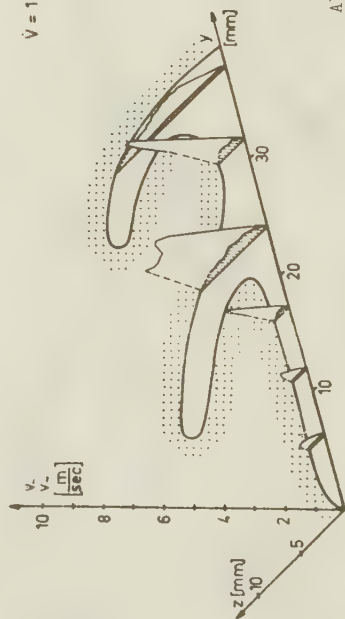
EINATMUNG



$\dot{V} = 7.5 \text{ l/min}$



AUSATMUNG



$\dot{V} = 10 \text{ l/min}$

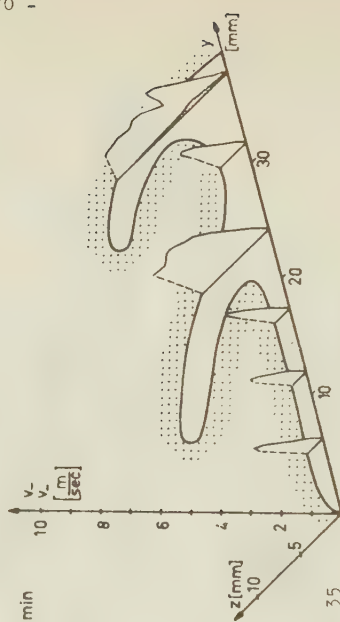


Abb. 35

AUSATMUNG

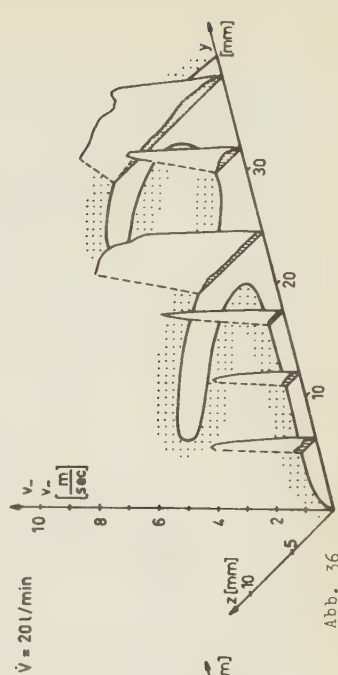
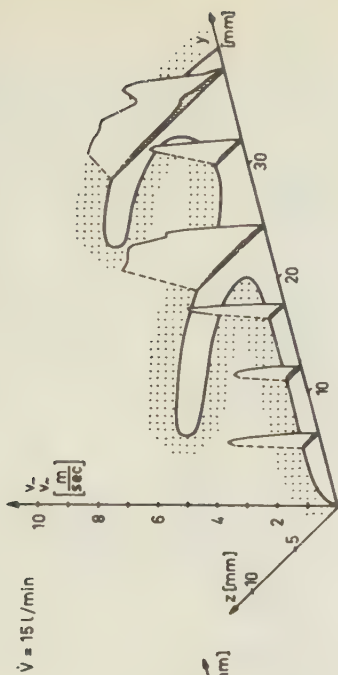
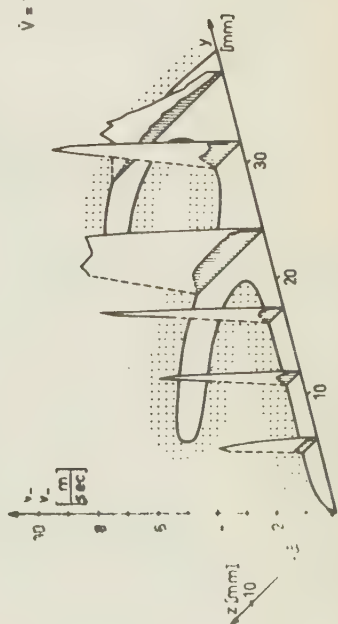
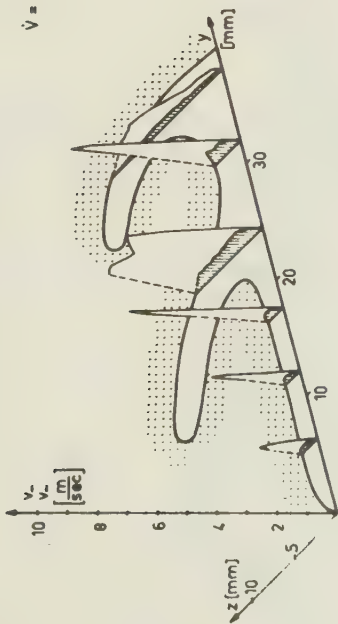


Abb. 36

EINATMUNG



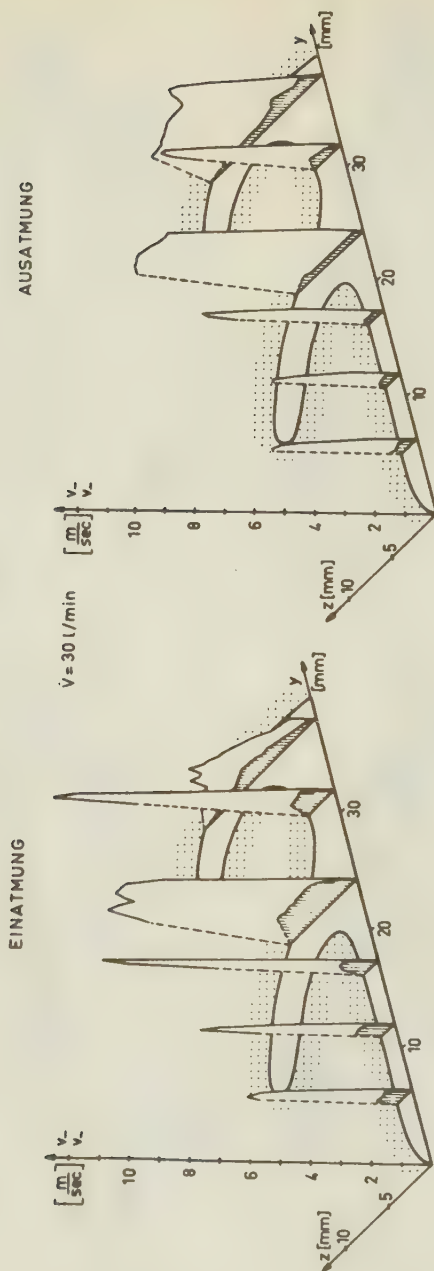


Abb. 37

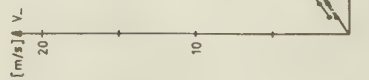
Die folgenden Abbildungen zeigen die bei den verschiedenen Volumenströmen gemessenen Strömungsgeschwindigkeitsmaxima der Gleichströmung und der Wechselströmung. Aus den 8 untersuchten Meßquerschnitten wurde eine Auswahl getroffen, es kommen hier nur die Maximalwerte der Meßquerschnitte a, b₂, b₄, b₆ und c zur Darstellung.

Im Falle der Gleichströmungsmaxima ist zusätzlich die (örtlich) mittlere Strömungsgeschwindigkeit w eingezeichnet (Erläuterungen s.S. 18!).

	Seite
<u>Maximalwerte der Gleichströmung:</u>	
Abb. 46 Limen nasi = Strömungsquerschnitt a Choane = Strömungsquerschnitt c	82
Abb. 47 Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	83
<u>Maximalwerte der Wechselströmung:</u>	
Abb. 48 Limen nasi = Strömungsquerschnitt a Choane = Strömungsquerschnitt c	84
Abb. 49 Mittlerer Nasenabschnitt = Strömungsquerschnitt b	85

Atrophische
Muscheln

II



Hypertrophische
Muscheln

III



Erweiterter unterer
Nasenteil

IV



Stupsnase

V

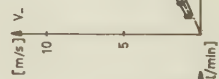


Hakennase

VI



(a)

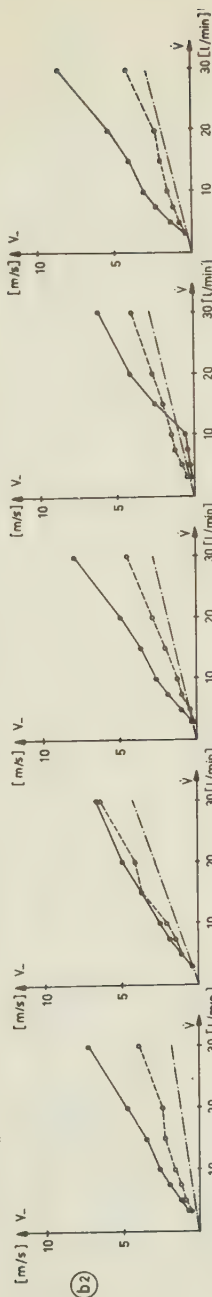


(c)

—●— Eintauchung, — Ausleitung, $w_0 = \frac{\dot{V}}{F_0}$, $w_0 = \frac{\dot{V}}{F_0}$

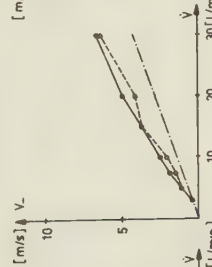
Atrophische Muscheln

II



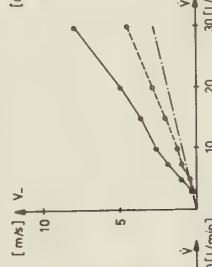
Hypertrophische Muscheln

III



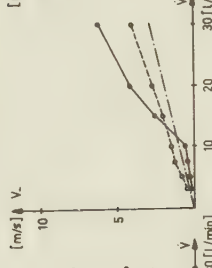
Erweiterter unterer Nasenteil

IV



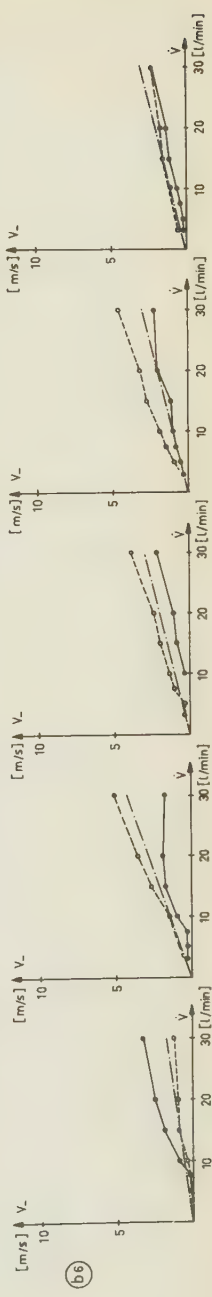
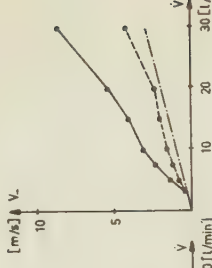
Stupsnase

V



Hakennase

VI



—•— Einströmung, ---•--- Ausströmung, --- $w = \frac{V}{F_S}$

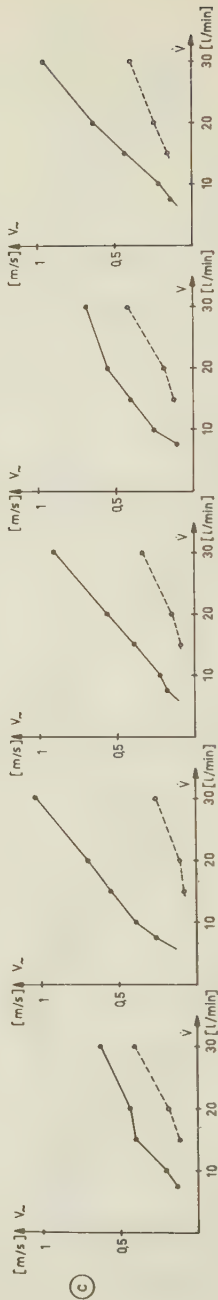
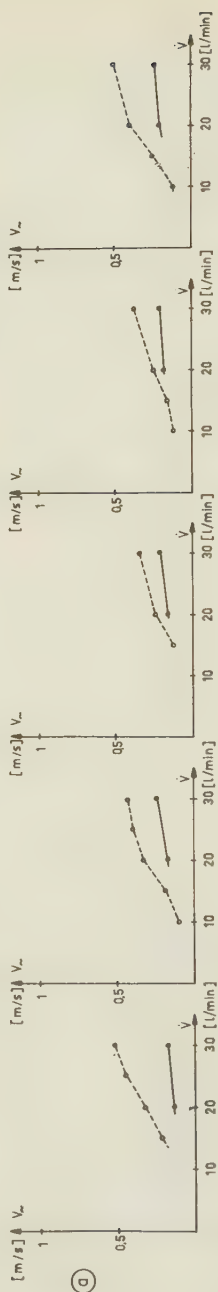
Atrophische
Muscheln
II

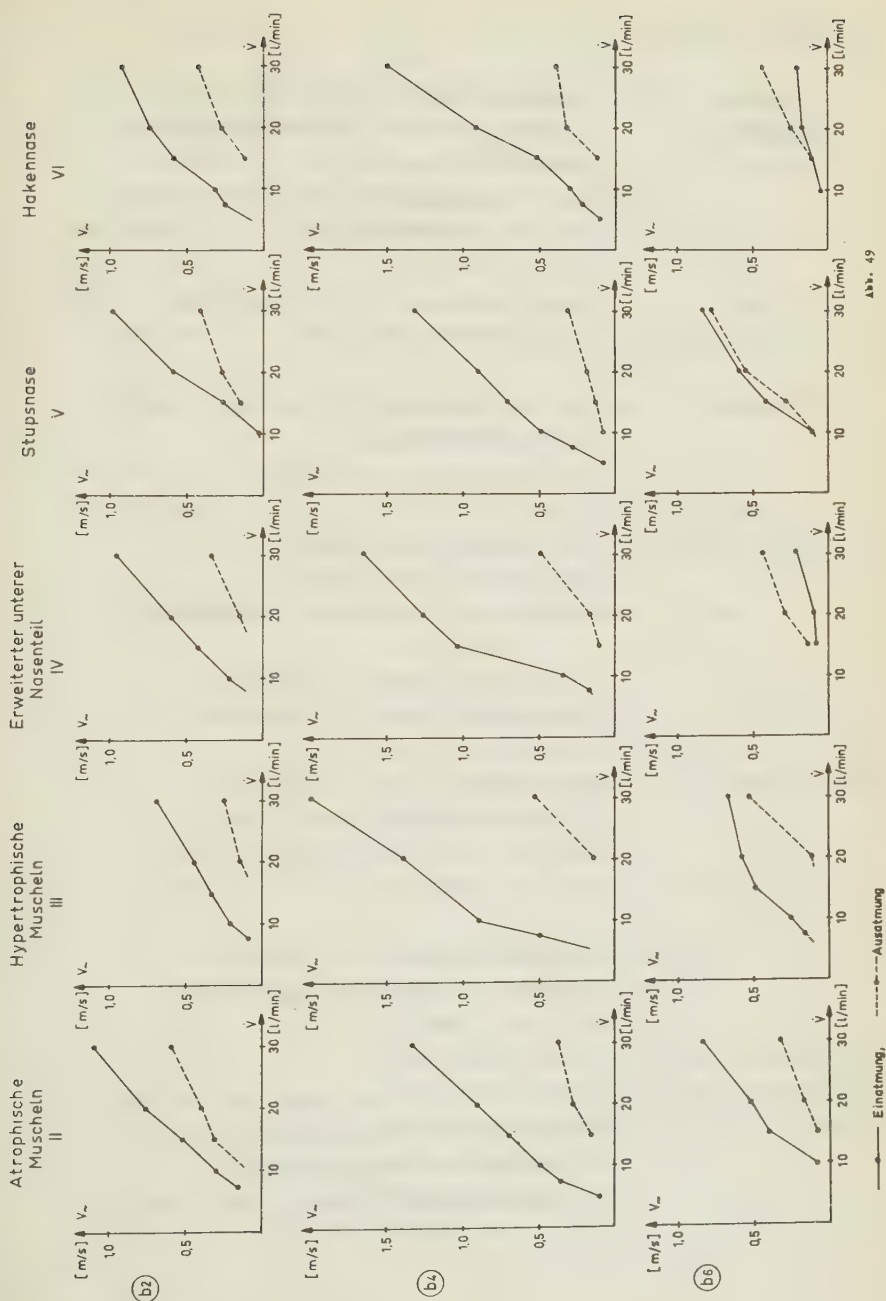
Hypertrophische
Muscheln
III

Erweiterter unterer
Nasenteil
IV

Stupsnase
V

Hakennase
VI





Literaturverzeichnis

1. BERGER, E.,
FREYMUTH, P.,
FROBEL, E. Anwendung der Regeltechnik bei der Entwicklung eines Konstant-Temperatur-Hitzdraht-anemometers, Teil I u. II
Bericht Nr.282 u.283 Deutsche Versuchsanstalt für Luft- und Raumfahrt e.V., Porz - wahn 1963
2. BIDDER, F. wagners Handwörterbuch der Physiologie, II.Bd.
S. 920, Braunschweig 1844, zit. n. 17.
3. BURCHARDT Die Luftströmung in der Nase unter pathologischen Verhältnissen
Arch.Laryng.Rhinol.,Berlin 17, 123 (1905)
4. DISHOCK, H.A.E. Die Bedeutung der äußeren Nase für die respiratorische Luftströmung
Acta oto-laryng.,Stockholm 24, 494-505 (1936)
5. FICK, A. Lehrbuch der Anatomie und Physiologie der Sinnesorgane, Lahr 1867, zit. n. 8.
6. FISCHER, R. Das Strömungsprofil der Respirationsluft in der Nase bei physiologischer Atmung
Arch.klin.exp.Ohr.-,Nas.-u.Kehlk.-Heilk.
108, 404 (1967)
7. " Zum Wärmeaustausch in der Nase
Arch.klin.exp.Ohr.-,Nas.-u.Kehlk.-Heilk.
191, 668 (1968)
8. FRANK, G. Experimentelle Untersuchungen über den Luftstrom, die Luftbewegung und den Luftwechsel in der Nase und ihren Nebenhöhlen
Arch.Laryng.Rhinol., Berlin 1, 230 (1894)

9. KAYSER, R. Über den weg der Einatemungsluft durch die
Nase
Zschr. Ohr. hk. S. 96 (1890), zit. n. 17.

10. MASING, H. Experimentelle Untersuchungen über den Strö-
mungsverlauf im Nasenmodell
arch. klin. exp. Ohr. -, Nas. - u. Kehl. - Heilk.
189, 371-381 (1967)

11. " Patho - Physiology of the nasal Airflow

International Rhinology, Vol. V, No. 1-2,
63-67 (1967)

12. MEYER, H. Lehrbuch der Anatomie des Menschen
S. 665, Leipzig 1873, zit. n. 17.

13. MINK, P. J. Physiologie der oberen Luftwege
Leipzig 1920

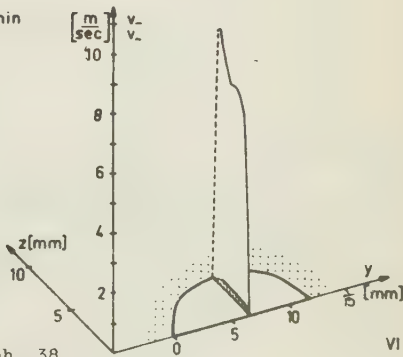
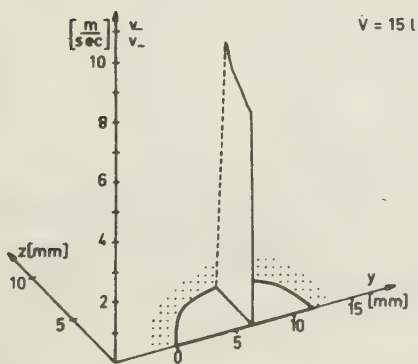
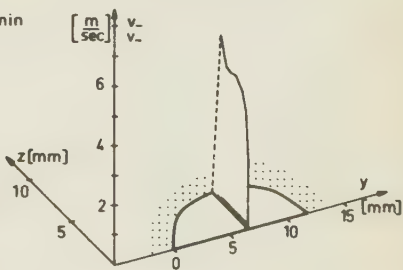
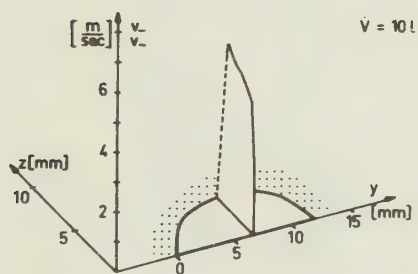
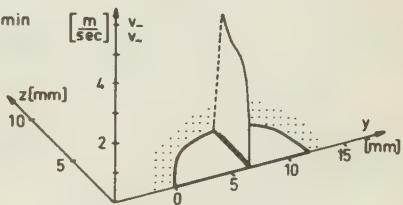
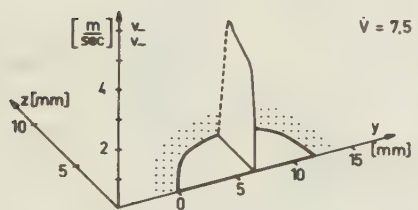
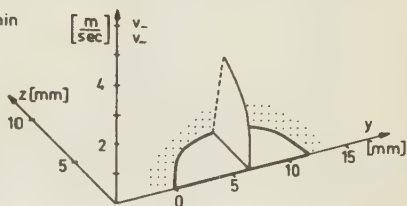
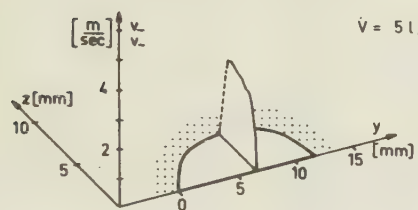
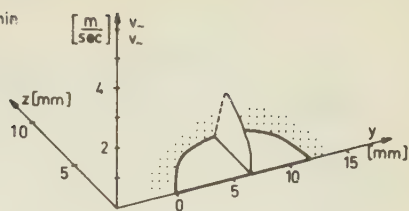
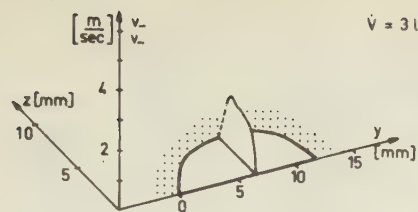
14. PAULSEN, E. Experimentelle Untersuchungen über die Strö-
mung der Luft in der Nasenhöhle
S. ber. Akad. Wiss. Wien 1882, 85. Bd. Math. - naturw.
Kl. Abt. III

15. PRANDTL, L. Strömungslehre, 4. Aufl. Braunschweig 1956

16. PROETZ, A. W. Applied physiology of the nose
2. Ed. St. Louis (USA) 1953

17. RETHI, L. Experimentelle Untersuchungen über die Luft-
strömung in der normalen Nase sowie bei patho-
logischen Veränderungen derselben und des Na-
senrachenraumes
S. ber. Akad. Wiss. Wien 1900, 109. Bd. Math. - naturw.
Kl. Abt. III

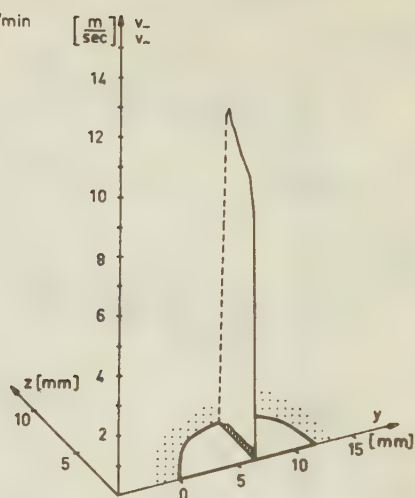
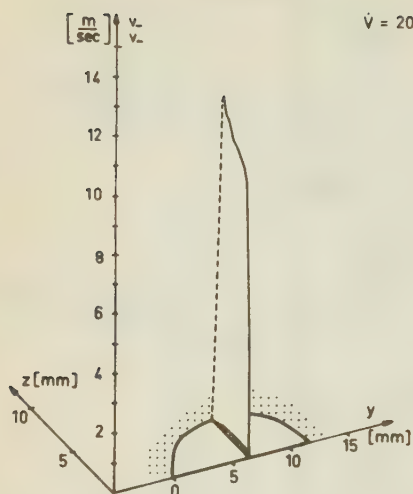
18. SCHLICHTING, H. Grenzschicht - Theorie 5. Aufl. Karlsruhe 1965
19. TONNDORF, J. Der Weg der Atemluft in der menschlichen Nase
Arch.Ohr.-Nas.-Kehlk.hk. 146, 4 (1939)



EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

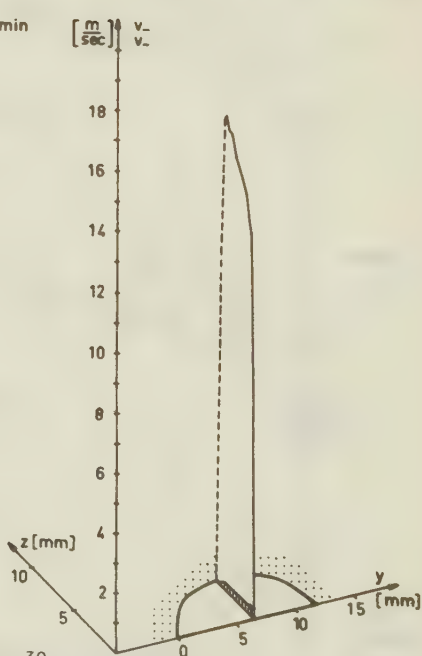
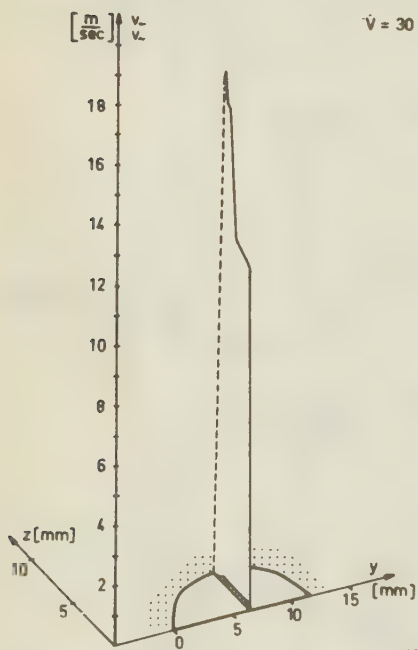
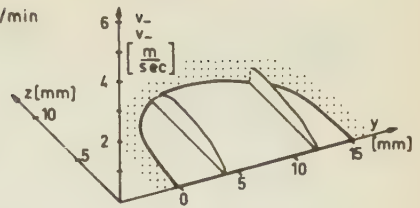
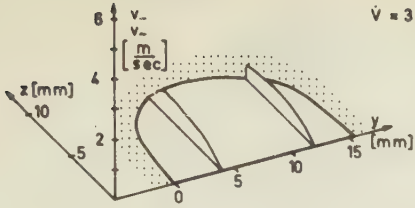


Abb. 39

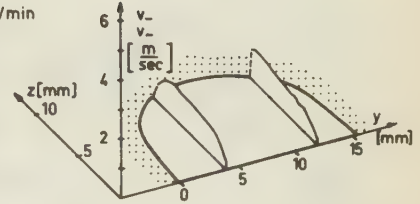
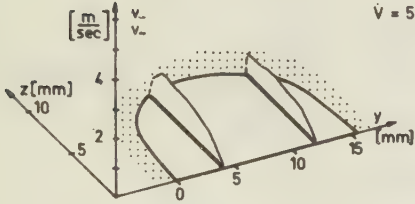
EINATMUNG

AUSATMUNG

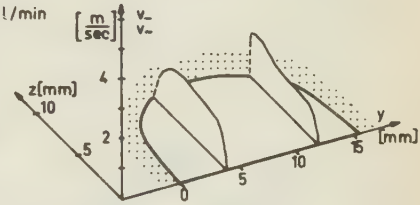
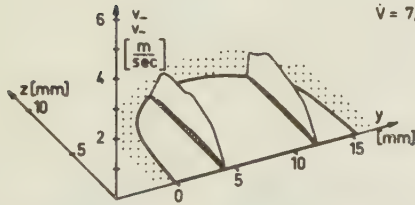
$\dot{V} = 3 \text{ l/min}$



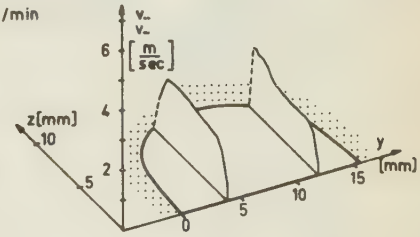
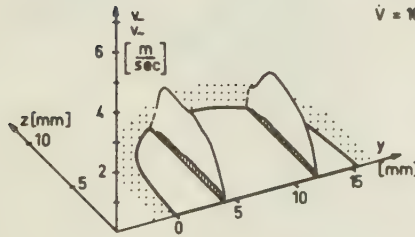
$\dot{V} = 5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 7,5 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 10 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 15 \text{ l/min}$

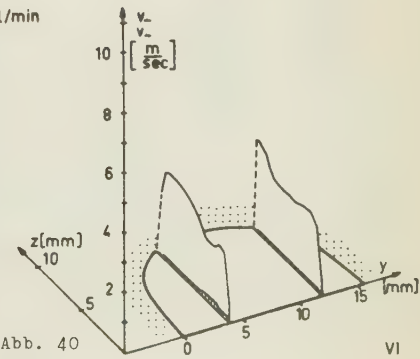
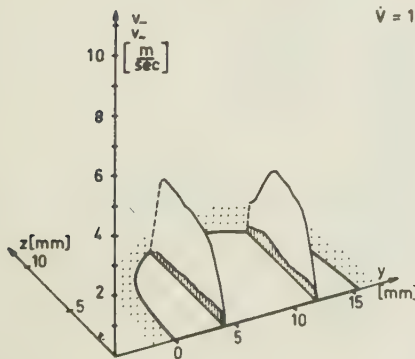
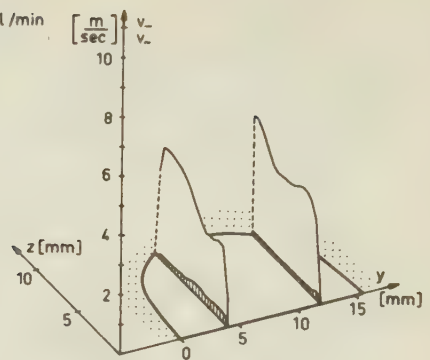
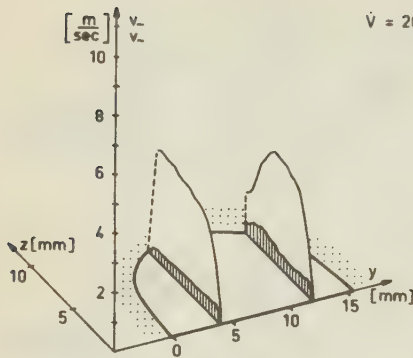


Abb. 40

EINATMUNG

AUSATMUNG

$\dot{V} = 20 \text{ l/min}$



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$

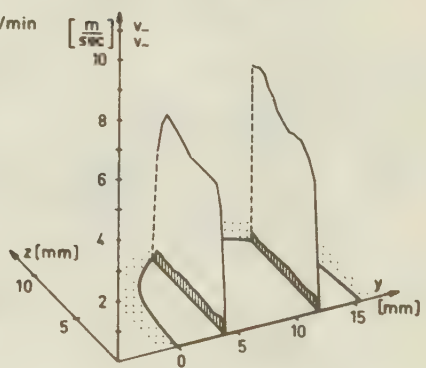
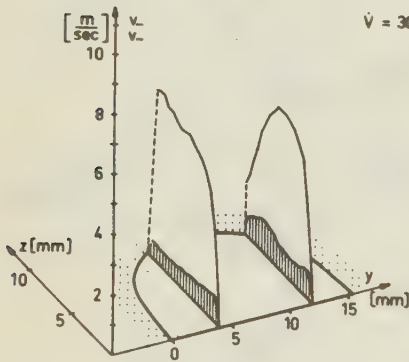


Abb. 41

AUSATMUNG

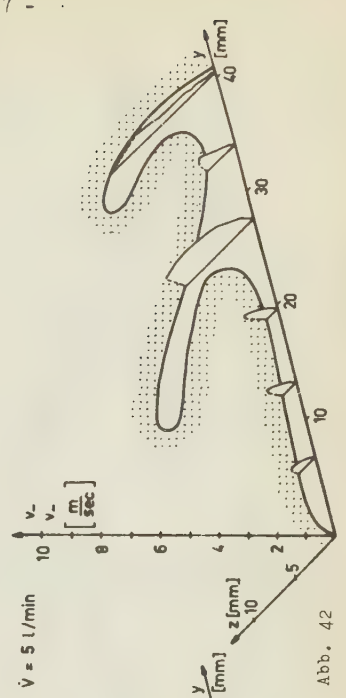
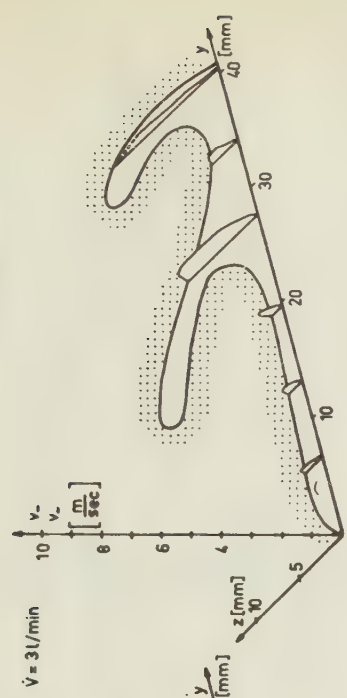
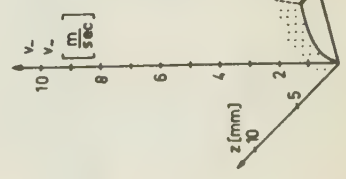
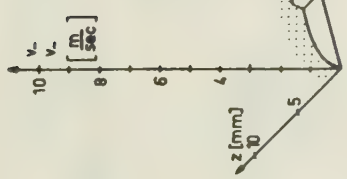
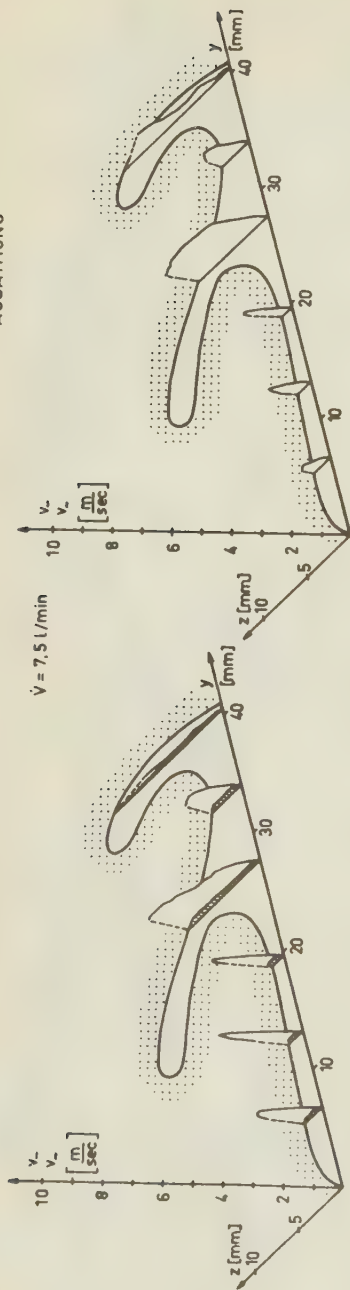


Abb. 42

EINATMUNG



EINATMUNG

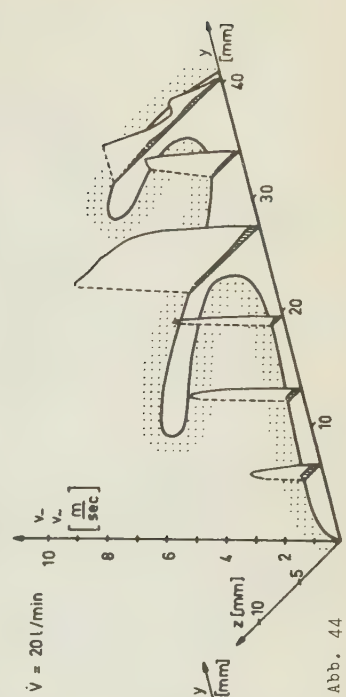
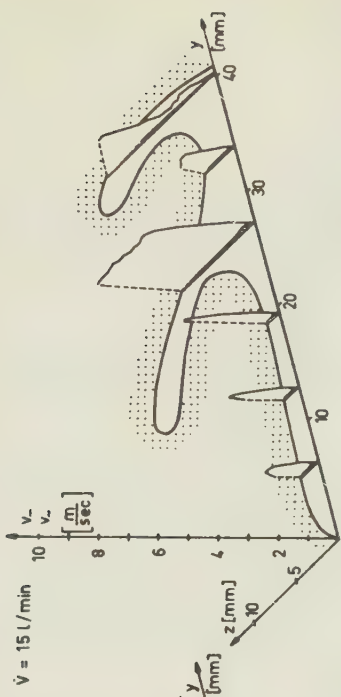


AUSATMUNG



Abb. 43

AUSATMUNG



EINATMUNG

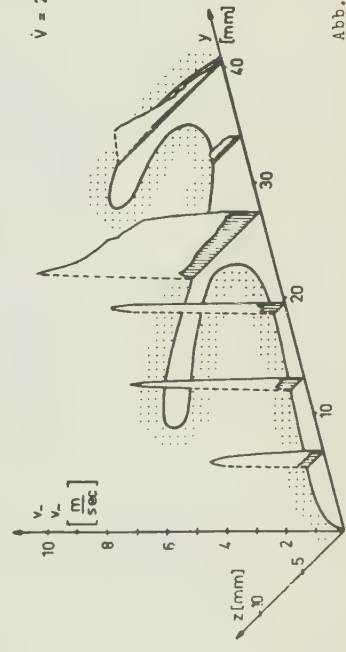
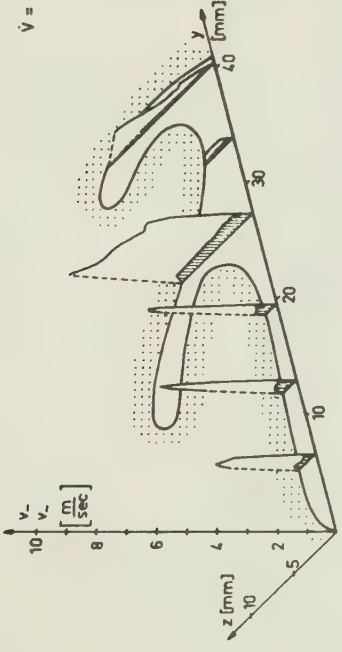
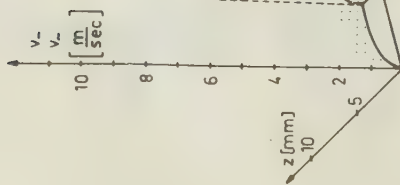
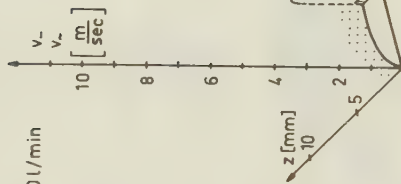


Abb. 44

EINATMUNG



$\dot{V} = 30 \text{ l/min}$



AUSATMUNG

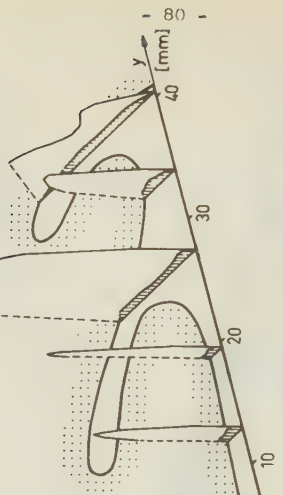


Abb. 45

Herrn Professor Dr.med.H.H.Naumann danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die Arbeitsmöglichkeit an der H.-N.-O.-Klinik der Freien Universität.

Für die unermüdliche Unterstützung und Beratung bei Erstellung der Arbeit bin ich Herrn Dr.-Ing.R. Fischer von der H.-N.-O.-Klinik zu besonderem Dank verpflichtet.

Herrn Professor Dr.-Ing. R. Wille, Direktor des Instituts für Turbulenzforschung (Berlin) der Deutschen Versuchsanstalt für Luft- und Raumfahrt, danke ich ergebenst für die großzügige Bereitstellung des Hitzdrahtanemometers. - Für die instruktiven Erläuterungen zur Technik der Messung mit dem Hitzdrahtanemometer bin ich Herrn Dipl.-Ing. E. Pfizenmaier sehr dankbar.

An der H.-N.-O.-Klinik der F.U. haben mich bei der Versuchsvorbereitung die Herren Claus, Mantey und Riehle freundlichst unterstützt. Sehr dankbar bin ich auch Fräulein Koch für die Anfertigung der graphischen Darstellungen.

L e b e n s l a u f

Als Sohn des Facharztes für innere Medizin Dr.med. Rudolf Schmidt und seiner Ehefrau Margarete, geb. Massow, wurde ich am 1. Mai 1936 in Berlin geboren. Die Grundschule besuchte ich in Berlin und in Borkheide im Kreis Zauch Belzig. Danach war ich, bis zum Abitur im Frühjahr 1957, Schüler der Rheingauschule in Berlin-Friedenau.

Im Sommersemester 1957 begann ich das Medizinstudium an der Freien Universität Berlin, wo ich am 22. März 1960 die ärztliche Vorprüfung ablegte. Während des sich anschließenden klinischen Studiums verbrachte ich 2 Semester an der Philipps-Universität in Marburg a.d.Lahn, um dann zur Freien Universität Berlin zurück-zukehren, wo ich am 30. April 1964 die ärztliche Prüfung mit der Note "gut" bestand.

Meine Medizinalassistentenzeit absolvierte ich an der Orthopädischen Universitätsklinik im Oskar-Helene-Heim in Berlin-Dahlem (Prof. Dr. Witt), an der 1. inneren Abt. des Städt. Auguste-Viktoria-Krankenhauses in Berlin-Schöneberg (Prof. Dr. Pfeffer) und auf der chirurgisch - gynäkologischen Abt. (Chefarzt Dr. Müller) des Paul-Gerhardt-Stift-Krankenhauses in Berlin-Wedding, auf dessen innerer Abt. (Chefarzt Dr. Vehse) ich anschließend für 1 1/2 Jahre als Assistenzarzt tätig war. Seit April 1968 arbeite ich als Assistenzarzt an der 1. inneren Abt. (Chefarzt Dr. Braun) des Städt. Krankenhauses am Kreuzberg in Berlin 61.

